

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR



TRABAJO FIN DE MÁSTER

Sistema Vestible para la Medición de Alcohol en Sudor

Máster Universitario en Ingeniería de Telecomunicación

Autora: Esteban Plaza, Miriam

Tutora: Martínez García, M^a Sofía

Ponente: González de Rivera Peces, Guillermo

Departamento de Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones

Diciembre 2018

Sistema Vestible para la Medición de Alcohol en Sudor

AUTORA: Miriam Esteban Plaza

TUTORA: M^a Sofía Martínez García

PONENTE: Guillermo González de Rivera Peces



Grupo HCTlab

Dpto. Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones

Escuela Politécnica Superior

Universidad Autónoma de Madrid

Diciembre de 2018

Resumen

Las pruebas de alcoholemia realizadas revelan un gran incremento en la ingesta de alcohol por parte de los conductores en los últimos años. Debido a la gran tasa de alcoholemia, y el gran lastre que supone esto para la sociedad, se ha decidido desarrollar un sistema complementario a las técnicas ya usadas en estos controles de carretera.

El objetivo de este Trabajo de Fin de Máster es el de crear un sistema vestible que mida alcohol utilizando el dispositivo Arduino Lilypad diseñado especialmente para proyectos *e-Textil* y vestibles. Para su desarrollo ha sido necesario que nuestro sistema contase con un bloque de adquisición de datos, a través de un biosensor, y acondicionamiento de los mismos por medio de un potenciómetro; un bloque de procesamiento y adecuación de la señal; un bloque de distribución que permitirá la transmisión de los datos vía Bluetooth a una aplicación móvil para su representación en tiempo real y un bloque que alimente nuestro sistema.

Tanto el biosensor, el equipo químico como el sistema de referencia utilizado en este trabajo ha sido cedido por el Departamento de Química Analítica de la Universidad Complutense de Madrid.

Palabras clave:

Biosensor

Potenciostato

Convertidor analógico-digital

Transmisión inalámbrica

Abstract

Along the last years, blood alcohol level tests realized revealed a considerable increase in the alcohol intake by car drivers. Due to the high alcohol levels and the relevant burden this cause to society; it has been decided to develop a complementary system to the already available control techniques used in roadblocks.

The objective of this final master project is creating a wearable system that measures the alcohol using Lilypad Arduino especially designed for *e-Textil* and wearables. For its development it has been needed that our system includes an acquisition block of data through a biosensor and conditioning them through a potentiostat; a procedure and adequacy signal block; a distribution block that permits the data transmission through Bluetooth to a mobile application for its representativeness in real time and a block that feeds our system.

The biosensor, the chemical equipment, as well as, the reference system used in this project has been provided by the analytical chemistry department of the University Complutense of Madrid.

Key Words:

Biosensor

Potentiostat

Analog-to-digital converter

Wireless transmission

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a mi tutora M^a Sofía Martínez García su ayuda y su apoyo a lo largo de este camino que ya toca a su fin. A Julio Reviejo García por la ayuda prestada en la parte química de este trabajo.

A mis compañeros de máster y de grado porque sin ellos este recorrido no hubiera sido lo mismo. A mis amigas de siempre que aunque las circunstancias hacen que nos veamos poco estáis cuando os necesito. A esas amistades que llegan cuando menos te lo esperas y se convierten en pilares fundamentales.

A mis compañeros de trabajo, en especial a mi jefe, por su interés en este trabajo y apoyo. Es un gustazo compartir el día a día con gente como vosotros.

A mi familia; a mis padres, sobre todo a ellos, por su apoyo incondicional, por sus consejos y por su infinita paciencia.

Gracias a todos por estar ahí en todo momento y abrir claros en días oscuros.

ÍNDICE

1.	Introducción	21
1.1.	Motivación	21
1.2.	Objetivos	21
1.3.	Organización de la memoria	22
2.	Antecedentes y Estado del Arte	23
2.1.	Sistema wearable	23
2.2.	e-Textil	24
2.3.	Sistemas de medición de alcohol	25
2.3.1.	Celda electroquímica.....	25
2.3.2.	Evolución de los sistemas de medición de alcohol	26
2.4.	Comunicaciones inalámbricas: Bluetooth	28
2.5.	Plataformas móviles: Android	28
2.6.	Arduino	29
3.	Descripción modular del sistema	31
3.1.	Presentación del material	32
3.1.1.	Sensores químicos	32
3.1.2.	Potenciostato LMP91000.....	34
3.1.3.	Filtro analógico paso bajo y filtro digital	36
3.1.4.	Convertor analógico-digital externo: ADS1114	38
3.1.5.	Microcontrolador: Arduino Lilypad.....	40
3.1.6.	Módulo Bluetooth	41
3.1.7.	Módulo de alimentación	43
4.	Implementación y resultados	47
4.1.	Instrumentación y procesos químicos	47
4.2.	Hardware	50
4.2.1.	Diseño de la placa	50
4.2.2.	Diseño filtro analógico paso bajo	55
4.2.3.	Integración del ADS1114 y del filtro digital	62
4.2.4.	Sistema completo	68
4.3.	Software	70
4.3.1.	Arduino	70
4.3.2.	Aplicación Android	73
4.4.	Sistema final, transmisión Bluetooth y representación en App	78
5.	Conclusiones y trabajo futuro	81
	REFERENCIAS.....	83
	GLOSARIO	85

ANEXO 1	87
---------------	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Ilustración 1: Esquema del trabajo propuesto.....	22
Ilustración 2: Ejemplo de evolución de la tecnología vestible en las GlassEye (8)	23
Ilustración 3: Google Glass (11).....	23
Ilustración 4: AppleWatch Serie 1 (12).....	23
Ilustración 5: Ejemplos de tecnología desarrollada para el programa COMFUT (14) ..	24
Ilustración 6: Disposición de los electrodos de una celda potencioestática: (1) electrodo de trabajo, (2) electrodo auxiliar y (3) electrodo de referencia (23).....	26
Ilustración 7: Tatuaje <i>wearable</i> para la medición de alcohol en sudor (27).....	26
Ilustración 8: Esquema de detección EtG (28)	27
Ilustración 9: a) Representación de la resistividad del sensor GN/BCN en diferentes escenarios de humedad (HR) b) Sensibilidad del sensor expuesto al aire en diferentes %HR. c) Diferentes modelos de configuración del grosor de la película d) Esquema del proceso de la toma de medidas e) Medición de la sensibilidad para alcohol y vapor de agua (29)	27
Ilustración 10: Diagrama de bloques del sistema	31
Ilustración 11: Esquema del biosensor electroquímico no invasivo para la detección de alcohol en la sangre a través del sudor (5).....	32
Ilustración 12: Celda electroquímica (5)	32
Ilustración 13: Mecanismo de funcionamiento del biosensor de etanol (37)	33
Ilustración 14: De derecha a izquierda: electrodo de referencia, electrodo auxiliar y electrodo de trabajo o biosensor	33
Ilustración 15: Celda electroquímica usada.....	34
Ilustración 16: Diagrama de bloques del LMP91000 (38)	35
Ilustración 17: a) Filtro paso bajo a partir de R_{TIA} interna y un condensador entre los pines C1 y C2 b) Filtro paso bajo a partir de R_{TIA} externa y un condensador entre los pines C1 y C2 (38).....	37
Ilustración 18: Diagrama de bloques del ADS1114 (41)	38
Ilustración 19: Escritura en el ADS1114 (41)	39
Ilustración 20: Partes de la placa Arduino Simple (4).....	40
Ilustración 21: Sensor de temperatura	41
Ilustración 22: Bobina de hilo conductor y agujas	41
Ilustración 23: Módulo Bluetooth SparkFun Silver Mate	42
Ilustración 24: a) MAC ID del módulo Bluetooth Sparkfun Silver Mate b) ID sencillo del módulo Bluetooth Sparkfun Silver Mate una vez vinculado al teléfono móvil	43
Ilustración 25: Batería LiPo.....	43
Ilustración 26: Adaptador FDTI Lilypad Arduino	44
Ilustración 27: Módulo de alimentación externa basado en pila AAA.....	44
Ilustración 28: Módulo de alimentación externa basado en batería LiPo.....	44
Ilustración 29: Celda Dummy.....	47
Ilustración 30: a) Electrodo de carbono vitrificado y disolución de ferroceno b) Biosensor de alcohol y disolución de etanol	48
Ilustración 31: Potenciostato amperométrico InBea S.L	48
Ilustración 32: Disposición de los electrodos para la recogida de datos a través del potenciostato amperométrico InBea S.L	49
Ilustración 33: Ejemplo de graficado de datos en InBea Analyzer con el electrodo de carbono vitrificado.....	49
Ilustración 34: Placa auxiliar del kit Arduino Lilypad de Sparkfun.....	50
Ilustración 35: Distribución de los pines del LMP91000 (38)	50

Ilustración 36: Versión 1 del circuito impreso con el LMP91000	51
Ilustración 37: Distribución de los pines del ADS1114 (41).....	51
Ilustración 38: Versión 2 del circuito impreso al añadir el ADS1114.....	52
Ilustración 39: Distribución de los pines del REF3025 (53)	52
Ilustración 40: Esquemático del circuito impreso final	53
Ilustración 41: Capa superior de la PCB del circuito impreso final	54
Ilustración 42: Capa inferior de la PCB del circuito impreso final	54
Ilustración 43: Versión 3 del circuito impreso al añadir REF3025	55
Ilustración 44: Diferentes señales medidas con el potenciómetro InBea y el electrodo de carbono vitrificado cedido por el Departamento de Química Analítica de la UCM.	56
Ilustración 45: Resultados de la señal V_{OUT} con nuestro sistema y el electrodo de carbono vitrificado para a) $R_{TIA} = 350\text{ k}\Omega$ b) $R_{TIA} = 120\text{ k}\Omega$ c) $R_{TIA} = 35\text{ k}\Omega$ d) $R_{TIA} = 14\text{ k}\Omega$ e) $R_{TIA} = 7\text{ k}\Omega$ f) $R_{TIA} = 3,5\text{ k}\Omega$ g) $R_{TIA} = 2,75\text{ k}\Omega$	56
Ilustración 46: a) Señal V_{OUT} del potenciómetro con el electrodo de carbono vitrificado para una R_{TIA} de $270\text{ k}\Omega$ b) Señal V_{OUT} del potenciómetro para una R_{TIA} de $350\text{ k}\Omega$	57
Ilustración 47: Simulación del filtro paso-bajo del LMP91000 para $R_{TIA}=350\text{ k}\Omega$ y $R_{TIA}=270\text{ k}\Omega$	58
Ilustración 48: Simulación <i>barrido en frecuencia</i> para una $R_{TIA} = 350\text{ k}\Omega$ y para cada condensador.....	58
Ilustración 49: Simulación <i>barrido en frecuencia</i> para una $R_{TIA} = 270\text{ k}\Omega$ y para cada condensador.....	58
Ilustración 50: Condensadores elegidos	59
Ilustración 51: Medidas V_{OUT} del potenciómetro InBea realizadas con el biosensor de alcohol	60
Ilustración 52: Señal V_{OUT} para una $R_{TIA} = 350\text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330\text{ nF}$ c) $C = 220\text{ nF}$ d) $C = 100\text{ nF}$ e) $C = 47\text{ nF}$	60
Ilustración 53: Señal V_{OUT} y detalle del ruido para una $R_{TIA} = 270\text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330\text{ nF}$ c) $C = 220\text{ nF}$ d) $C = 100\text{ nF}$ e) $C = 47\text{ nF}$	61
Ilustración 54: Señal V_{OUT} para la combinación de $R_{TIA} + C$: $R_{TIA} = 350\text{ k}\Omega$ y $C = 330\text{ nF}$	61
Ilustración 55: Señal V_{OUT} con el ADC interno para a) <i>Prescaler</i> de 2 b) <i>Prescaler</i> de 4 c) <i>Prescaler</i> de 8 d) <i>Prescaler</i> de 16 e) <i>Prescaler</i> de 32 f) <i>Prescaler</i> de 64 g) <i>Prescaler</i> de 128	63
Ilustración 56: Señal V_{OUT} con ADC externo para a) $SPS = 8$ b) $SPS = 18$ c) $SPS = 32$ d) $SPS = 64$	64
Ilustración 57: Señal V_{OUT} con ADC externo para e) $SPS = 128$ f) $SPS = 250$ g) $SPS = 475$ h) $SPS = 860$	65
Ilustración 58: Detalle del ruido con ADC externo para a) $SPS = 8$ b) $SPS = 18$ c) $SPS = 32$ d) $SPS = 64$ e) $SPS = 128$ f) $SPS = 250$ g) $SPS = 475$ h) $SPS = 860$	65
Ilustración 59: a) Tiempo de conversión para un $SPS = 8$ b) Tiempo de conversión para un $SPS = 860$	66
Ilustración 60: Señal con filtro digital $m= 5$ para ambos ADCs	66
Ilustración 61: Señal con filtro digital $m= 7$ para ambos ADCs	67
Ilustración 62: Señal con filtro digital $m= 9$ para ambos ADC	67
Ilustración 63: Señal V_{OUT} para la configuración final de nuestro sistema: ADC externo con SPS de 8 y un filtro digital con un tamaño de ventana de $m = 9$	68
Ilustración 64: Sistema final conectado al PC a través de UART para la lectura de los datos del sensor.....	69
Ilustración 65: Cambio de corriente en la señal del potenciómetro InBea tras echar una dosis de $25\text{ }\mu\text{L}$ de disolución de etanol	69

Ilustración 66: Señal del sistema implementado final tras echar dos dosis de 25 μL de disolución de etanol.....	69
Ilustración 67: La primera imagen representa la pantalla de bienvenida o splash-screen y la segunda imagen la aplicación	74
Ilustración 68: Solicitud para habilitar el Bluetooth y desplegable para iniciar un escaneo de dispositivos remotos o hacerse visible para otros dispositivos.	75
Ilustración 69: La primera imagen muestra los dispositivos ya emparejados o sincronizados y la segunda imagen muestra los dispositivos remotos detectados	76
Ilustración 70: Solicitud para hacer visible el dispositivo local durante 60 segundos ...	76
Ilustración 71: Ejemplo de lectura y representación de los datos transmitidos por Bluetooth	77
Ilustración 72: Señal del sistema de referencia InBea aumentada tras tres dosis de 25 μL de disolución de etanol	78
Ilustración 73: a) Sistema final implementado sobre una placa de baquelita b) Representación de dos de las tres dosis de 25 μL en la App	79
Ilustración 74: a) Sistema final implementado cosido en tela b) Representación de dos de las tres dosis de 25 μL en la App	79
Ilustración 75: Resultados de la corriente tras echar las tres dosis de 25 μL en el sistema final tanto en baquelita como en tela	80
Ilustración 76: Resultado del potenciómetro InBea para el electrodo de carbono vitrificado.....	87
Ilustración 77: Señal V_{OUT} para una $R_{\text{TIA}} = 350 \text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330 \text{ nF}$ c) $C = 220 \text{ nF}$ d) $C = 100 \text{ nF}$ e) $C = 47 \text{ nF}$	88
Ilustración 78: Señal V_{OUT} para una $R_{\text{TIA}} = 350 \text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330 \text{ nF}$ c) $C = 220 \text{ nF}$ d) $C = 100 \text{ nF}$ e) $C = 47 \text{ nF}$	88

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Clases de potencia y alcance máximo (32)	28
Tabla 2: Tabla con los coeficientes de convolución (40)	37
Tabla 3: Diferentes rangos de entrada para el PGA (41)	38
Tabla 4: Direcciones posibles del bus I ² C (41)	39
Tabla 5: Aspectos técnicos generales LilyPad Arduino Simple (4)	40
Tabla 6: Características generales Módulo Bluetooth Sparkfun Silver Mate (44)	42
Tabla 7: Amplitudes de la señal recogidas por el potenciómetro InBea y el sensor de sal tras la reacción química	55
Tabla 8: Cambios de corriente de la señal V _{OUT} del LMP91000 tras la reacción electroquímica con el electrodo de carbono vitrificado	57
Tabla 9: Frecuencia de corte para cada C y R _{TIA} simuladas	59
Tabla 10: Frecuencia de corte teórica para cada C y R _{TIA} disponible en el laboratorio	59
Tabla 11: Resumen del detalle de ruido y el cambio de corriente de la señal tras la dosis para R _{TIA} = 350 k Ω y R _{TIA} = 270 k Ω	60
Tabla 12: Tabla con la configuración de los diferentes <i>prescaler</i> (42)	62
Tabla 13: Ciclos de conversión para el ADC interno del microcontrolador del Arduino LilyPad (42)	63
Tabla 14: Frecuencia de entrada de reloj del ADC interno del microcontrolador y frecuencia por ciclo	63
Tabla 15: Ruido de la señal V _{OUT} para los diferentes Data Rate del ADC externo	65
Tabla 16: Tabla comparativa de ruido para las diferentes ventanas del filtro digital y los ADCs interno y externo	68
Tabla 17: Tabla comparativa entre el sistema de referencia y el sistema desarrollado	70
Tabla 18: Corriente generada tras las tres dosis de 25 μ L de disolución de etanol	78
Tabla 19: Resumen del detalle de ruido y cambio de corriente de la señal tras la dosis para R _{TIA} = 350 k Ω y R _{TIA} = 270 k Ω	87

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1: Cálculo de la corriente en el electrodo de trabajo [WE].....	35
Ecuación 2: Ganancia del filtro analógico paso-bajo	36
Ecuación 3: Expresión para el suavizado de la señal (40).....	37
Ecuación 4: Ecuación para el suavizado de la señal para una ventana $m = 5$	66
Ecuación 5: Ecuación para el suavizado de la señal para una ventana $m = 7$	67
Ecuación 6: Ecuación para el suavizado de la señal para una ventana $m = 9$	67

1.Introducción

1.1. Motivación

Según la OMS y la DGT, el alcohol combinado con el exceso de velocidad, no sólo son los factores de riesgo que más implicados están en los accidentes de tráfico, sino que, junto con las drogas, suponen una mayor mortalidad y lesiones más severas. En el año 2017, en controles que se realizaron en vías urbanas e interurbanas, 120.233 conductores estuvieron implicados en accidentes de tráfico con víctimas; dando un 8% resultado positivo en las pruebas de alcoholemia realizadas. Cabe destacar que, en los casos de conductores fallecidos, el 74% presentaba una tasa superior a tres veces la tasa máxima regulada en el reglamento de circulación (1) (2).

Partiendo de la idea de querer reducir el número de accidentes y víctimas mortales, se plantea desarrollar un sistema complementario a las técnicas ya usadas en los controles de alcoholemia que se realizan en carretera. Normalmente se realiza una estimación de la alcoholemia en la concentración de alcohol en el aire espirado o en la realización de análisis para medir el alcohol en sangre. Con el sistema vestible propuesto en este trabajo, realizaremos un prototipo para medir el nivel de alcohol en sudor y enviar esa información mediante un enlace Bluetooth a un dispositivo móvil que interpretará los datos con una aplicación Android.

Se pretende, por tanto, crear un sistema vestible que mida alcohol y para ello se utiliza el dispositivo vestible Arduino Lilypad. Arduino, (3), es una plataforma electrónica de código y hardware abierto basada en software y hardware fácil de usar y que posee una amplia gama de placas para diferentes tipos de proyectos. El Arduino Lilypad, (4), está diseñado para proyectos *e-Textil* y vestibles.

En lo referente al sensor químico para la medida de alcohol en sudor, debido a la colaboración entre el departamento de Química Analítica de la Universidad Complutense de Madrid y el grupo de investigación HCTlab de la Universidad Autónoma de Madrid, se propone utilizar su biosensor capaz de medir los niveles de etanol en el sudor, publicado previamente en (5). La medida del sensor químico se realizará mediante un potenciómetro. Se requerirá el diseño de una placa, minimizando lo máximo posible su tamaño, para su usabilidad y comodidad del usuario.

Este trabajo tiene asegurado su adecuación al máster de Ingeniería de Telecomunicación, ya que consiste en un proyecto transversal, donde se parte desde adaptación hardware para la medida de sensores, el diseño, prueba y fabricación del sistema, la programación de una aplicación Android y la comunicación Bluetooth del sistema con el dispositivo móvil.

1.2. Objetivos

El objetivo principal será el desarrollo de un sistema vestible que permita medir el nivel de alcohol de una persona a través de la monitorización amperométrica y que se comunique inalámbricamente a un dispositivo móvil.

Para conseguir dicho objetivo, se necesitará llevar a cabo los siguientes objetivos parciales:

- Estudio de la bibliografía relacionada con el proyecto.
- Diseño del sistema y elección de componentes.
- Aprendizaje de las herramientas necesarias para la construcción del mismo: programación con Arduino, software de desarrollo de PCBs y programación en Android.
- Construcción de un prototipo.
- Programación del microcontrolador.
- Pruebas con un sensor de temperatura externo para la familiarización con la placa Arduino Lilypad.
- Pruebas con un potenciómetro integrado para la adecuación del sensor químico.
- Pruebas con un ADC interno para la adecuación de la señal de salida del sensor químico.
- Pruebas con un ADC externo de mayor resolución para la adecuación de la señal de salida del sensor químico de forma más precisa.
- Conexión del sistema vestible con el móvil mediante enlace Bluetooth.
- Desarrollo de una aplicación Android que reciba y grafique datos del nivel de alcohol recogidos a través del sensor químico en tiempo real.

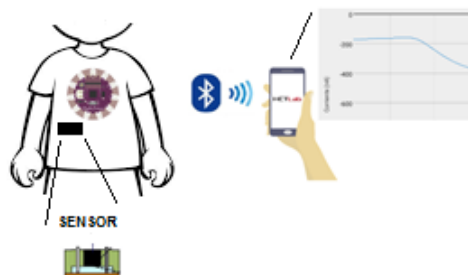


Ilustración 1: Esquema del trabajo propuesto

1.3. Organización de la memoria

La memoria constará de cinco capítulos. El primer capítulo trata de una introducción donde se expone la motivación y los objetivos de este trabajo. El capítulo dos, antecedentes y estado del arte, se presentará de un modo general qué son los *e-Textil*, sistemas de medición de alcohol, las plataformas móviles Android y el hardware libre Arduino. En el capítulo tres, se detalla la descripción del sistema: esquema, funcionalidad, componentes y tecnología usada. Seguidamente, en el capítulo cuarto, se hablará de la implementación y resultados. Y, por último, en el capítulo quinto, se expondrán las conclusiones y se propondrán una serie de trabajos futuros.

2. Antecedentes y Estado del Arte

2.1. Sistema wearable

Se entiende como un sistema *wearable* o sistema vestible al dispositivo que se añade a alguna parte de nuestro cuerpo y que interactúa de forma continua con él. Formados por microprocesadores y sensores, son capaces de tomar y transmitir datos en tiempo real y relacionarse con otros dispositivos de forma inalámbrica (6).

Es el final de la década de los 70, la década del nacimiento de los sistemas vestibles. Se considera a Steve Mann, director del *EyeTap Personal Imaging Lab (ePI)* (7), como el padre de los sistemas vestibles y fundador del campo *Wearable Technologies* (8). Su contribución más notable (9) es su estudio de la Realidad Aumentada a través de sus *GlassEye* (10).



Ilustración 2: Ejemplo de evolución de la tecnología vestible en las GlassEye (8)

Otras empresas conocidas apostaron fuerte por la tecnología vestible, pero sin mucho éxito comercial. Se considera, por tanto, el lanzamiento de las Google Glass (11) en el 2012 y en el 2015 con el lanzamiento del AppleWatch (12), como el punto de inflexión de los dispositivos *wearables*.



Ilustración 3: Google Glass (11)



Ilustración 4: AppleWatch Serie 1 (12)

Desde entonces son muchos los dispositivos vestibles disponibles en el mercado y muchas sus aplicaciones siempre ligadas a la mejora de la calidad de vida del usuario en lo que a salud, seguridad y ocio se refiere.

2.2. *e-Textil*

La tecnología vestible involucra el uso de los *e-Textil* o ropa inteligente. Los textiles inteligentes o interactivos son una disciplina relativamente nueva en el sector textil. Son materiales activos que tienen propiedades de detección y actuación. Pueden percibir y reaccionar a condiciones ambientales, químicas, eléctricas o de otro tipo. Tres son los componentes que deben estar presentes: sensores, actuadores y unidades de control (13).

Las principales aplicaciones que podemos encontrar son:

- **Salud:**

El desarrollo de los sistemas *e-Textil* está empezando a estar presente en el sector de la atención sanitaria personalizada. Este concepto capacita al usuario para la gestión y evaluación de sus necesidades sanitarias propias. Estos dispositivos permiten que las señales fisiológicas sean continuamente monitoreadas durante las actividades diarias permitiendo disponer al médico de más información del paciente o control remoto del mismo para el caso de enfermedades crónicas o de rehabilitación (13).

- **Militar y defensa:**

En las profesiones como las fuerzas de defensa y servicios de respuesta de emergencia son muchas las situaciones de peligro o condiciones ambientales extremas con las que tienen que convivir. De esta necesidad nace la utilización de los *e-Textil* para monitorear los signos vitales y ambientales y por medio de la comunicación inalámbrica, comunicarse con su unidad central (13). El Ministerio de Defensa de España con el programa combatiente futuro (COMFUT) (14) pretende vestir a los soldados con textil multifuncional con el fin de tener conocimiento de las capacidades físicas de un soldado, permitiendo así al jefe de su unidad determinar el estado físico de los que lo componen, y pudiendo solicitar asistencia médica. Para ello se necesitan sensores fisiológicos para conocer el ritmo cardiaco, la respiración, tomar medidas de la temperatura de la piel o acelerómetros para la estimación de la posición y el movimiento. También se pretende mejorar la mimetización de los soldados con su entorno siendo capaces de proyectar sobre el propio textil la imagen del entorno.



Ilustración 5: Ejemplos de tecnología desarrollada para el programa COMFUT (14)

- **Deporte y entrenamiento:**

Los *e-Textil* ayudan al deportista a registrar su progreso durante el entrenamiento. Pueden generar un resumen del trabajo realizado, permiten al entrenador monitorearlo en tiempo real y según los datos transmitidos, asesorar y modificar su entrenamiento (15).

Dentro del mundo de la moda del deporte, la conocida marca Ralph Lauren (16) lanzó su primera camiseta inteligente, *PoloTech*, que a partir de sensores basados en hilos de plata determina el rendimiento atlético al medir la expansión y compresión del tórax del deportista junto con los cambios eléctricos asociados a la frecuencia cardíaca. Athos, una start-up canadiense (17), como la empresa finlandesa Myontec (18) han desarrollado diferentes productos a partir de la tecnología electromiografía. Una técnica muy usada en la medicina deportiva que mide la actividad eléctrica de los músculos. Otras empresas deportivas como Adidas, también tienen productos *e-Textil* como su ropa y deportivas *ClimaChill* (19) que controlan la temperatura corporal del deportista o la empresa Under Armour (20) que integran en sus deportivas un acelerómetro que registra la actividad y la envía por medio de Bluetooth a una aplicación.

2.3. *Sistemas de medición de alcohol*

2.3.1. Celda electroquímica

Los equipos de alcoholímetros actuales se basan esencialmente en celdas electroquímicas. Una celda electroquímica se puede clasificar principalmente en celdas electrolíticas o celdas galvánicas. La celda electrolítica o potencioestática (como la que se utiliza en este trabajo), necesita de una corriente eléctrica para producir una reacción electrolítica; mientras que una celda galvánica se produce a partir de una reacción química espontánea en los electrodos, generándose una diferencia de potencial y obteniendo así una corriente eléctrica (21).

La utilización de un potencioestato de tres electrodos es para minimizar el efecto sobre el potencial de la caída óhmica de la disolución de medida. Los tres electrodos que componen el sistema potencioestático son: un electrodo de trabajo o indicador (WE) donde se produce una reacción electrolítica de oxidación o de reducción (en nuestro caso de reducción); un electrodo de referencia (RE) que mantiene un potencial fijo y un electrodo auxiliar (CE). La corriente pasa entre el electrodo de trabajo y el auxiliar, mientras que la diferencia de potencial se mantiene entre el electrodo de trabajo y el de referencia denominándose potencial aplicado, es decir, potencial al que se produce la reacción electrolítica. Como se mencionaba, la reacción química que se da en nuestro sistema consiste en una reducción, que es un proceso por el cual una especie química gana electrones (22).

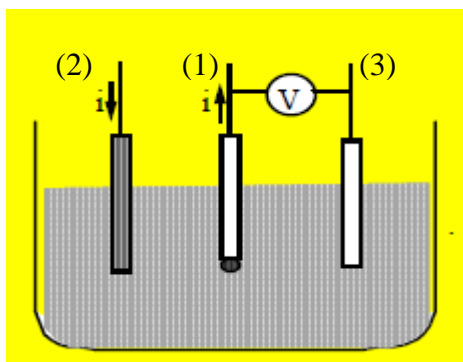


Ilustración 6: Disposición de los electrodos de una celda potencioestática: (1) electrodo de trabajo, (2) electrodo auxiliar y (3) electrodo de referencia (23)

2.3.2. Evolución de los sistemas de medición de alcohol

Hasta 1930, cuando un conductor era detenido bajo sospecha de intoxicación etílica se le sometía a una evaluación policial que consistía en la observación del comportamiento y olor del individuo.

El Dr. Rolla N. Harger, profesor de química en la Escuela de Medicina de la Universidad de Indiana, construyó el primer dispositivo de medición de alcohol en sangre que usaba una muestra de aliento soplada en un globo. Fue patentado en 1936 y se llamó *Drunkometer* (24). Debido a su complicado uso y baja fiabilidad, Robert F. Bokenstein continuó con su trabajo y en 1954 creó el *Breathalyzer*, un sistema más compacto y fácil de operar que producía resultados más fiables y que revolucionó el sistema de controles de alcoholemia de la policía y fue comercializado (25).

En 1967, el Dr. Tom Jones y el ingeniero Bill Ducie desarrollaron el primer alcoholímetro electrónico. Los modelos posteriores utilizaban sensores de alcohol de célula de combustible (26).

Actualmente, en los controles de alcoholemia se siguen utilizando alcoholímetros digitales para conocer la tasa de alcohol en sangre a través de su correlación con el aire exhalado. Se conocen algunos trabajos de investigación que acercan la medición de alcohol al mundo *e-Textil*, como el desarrollado por Kim et al. en 2016, en la Universidad de California. Por medio de un tatuaje vestible formado por biosensores iontoforéticos, se monitoriza el sudor de la piel midiendo la diferencia amperométrica del etanol del sudor y transmitiendo los resultados de manera inalámbrica en tiempo real a una aplicación móvil (27).

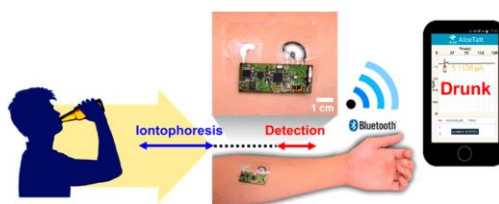


Ilustración 7: Tatuaje *wearable* para la medición de alcohol en sudor (27)

Panneer et al. en 2015 desarrolló un sensor bioquímico portátil para controlar el consumo de alcohol a través de la detección de glucurónido de etilo (EtG) en el sudor humano por medio de dos sensores coplanares de oro y óxido de zinc como electrodos de detección. La detección de EtG, a partir de sudor humano, se logró a través del mecanismo de detección quimirresistivo. Consistía en aplicar un voltaje de corriente alterna a través de los dos electrodos coplanares y medir y calibrar la impedancia para dosis con una concentración de EtG de 0.001-100µg. Por medio de LEDs se informaba de la presencia de EtG en las muestras de sudor humano (28).

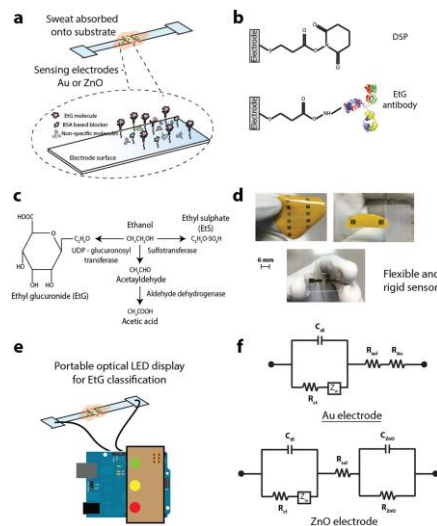


Ilustración 8: Esquema de detección EtG (28)

Xu et al. en 2017 creó con éxito un dispositivo de detección de alcohol formado por nano láminas de grafeno (GN) y nanofibras de celulosa bacteriana (BCN) con una alta selectividad al etanol al distinguir de forma inteligente el etanol en fase líquida o vapor de agua con una transformación precisa en señales eléctricas en los dispositivos. Añadir el componente BCN amplificaba la sensibilidad al etanol en fase de vapor en comparación con el GN puro. El sensor GN/BCN mostraba tiempos rápidos de respuesta y un amplio rango de detección de alcohol (10-100%) (29).

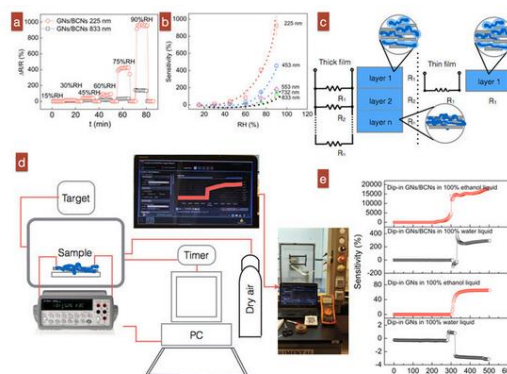


Ilustración 9: a) Representación de la resistividad del sensor GN/BCN en diferentes escenarios de humedad (HR) b) Sensibilidad del sensor expuesto al aire en diferentes %HR. c) Diferentes modelos de configuración del grosor de la película d) Esquema del proceso de la toma de medidas e) Medición de la sensibilidad para alcohol y vapor de agua (29)

En el mismo año, profesores del departamento del HCTlab de la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Autónoma de Madrid junto con profesores del departamento de Química Analítica de la Universidad Complutense de Madrid desarrollaron un bioanalizador automatizado (30) para el control de la calidad y monitoreo en línea en el proceso de elaboración de la cerveza con bajo contenido en alcohol a partir de biosensores enzimáticos como detectores amperométricos. Siendo aplicable también, y con buenos resultados, al análisis de contenido de etanol en diferentes cervezas sin alcohol.

2.4. Comunicaciones inalámbricas: Bluetooth

La comunicación Bluetooth (31) es un protocolo estandarizado para enviar y recibir datos en la banda de frecuencia de 2.4 GHz. Desde que fue creado en 1994, ha ido evolucionando constantemente hasta llegar a la versión v5.0 en el 2017. La versión Bluetooth 4.0 destaca por ser Bluetooth de baja energía (BLE) dirigido a dispositivos periféricos que funcionan con baterías y no requieren de velocidades de transmisión de datos alta. Permite conexiones inalámbricas de corta duración y de múltiples topologías. Entre ellas la topología punto a punto (P2P) utilizada para crear comunicaciones de dispositivos uno a uno siendo esta tipología la más utilizada entre productos de dispositivos conectados, como, por ejemplo, los monitores de salud.

Un punto importante a la hora de una comunicación Bluetooth es la potencia de transmisión, y por lo tanto el alcance. Existen tres clases de potencia:

Class Number	Max Output Power (dBm)	Max Output Power (mW)	Max Range
Class 1	20 dBm	100 mW	100 m
Class 2	4 dBm	2.5 mW	10 m
Class 3	0 dBm	1 mW	10 cm

Tabla 1: Clases de potencia y alcance máximo (32)

La tecnología Bluetooth podemos encontrarla en cualquier tipo de producto. En los sistemas vestibles o tecnología portátil lo más importante es el Bluetooth ya que el desarrollo de aplicaciones para el monitoreo de actividades físicas o de salud impulsa el mercado de esta tecnología.

2.5. Plataformas móviles: Android

Android se creó desde un inicio para permitir a desarrolladores crear aplicaciones que mejoraran la experiencia del usuario y obtener un mayor rendimiento en su teléfono móvil. Es de código abierto y está construido en *Linux Kernel* (33). En 2005 fue comprado por Google y desde entonces, se ha ido abriendo a diferentes tipos de mercados: teléfonos inteligentes, tabletas, Android TV, Android Auto y por último Android Wear. Android Wear consiste en una amplia gama de relojes inteligentes que permiten consultar llamadas, enviar mensajes, consultar la agenda o contactos y seguir las actividades de fitness del usuario (34).

Android para desarrolladores (35) ofrece un completo sistema de aplicaciones que permite crear apps y juegos para dispositivos móviles en un entorno de lenguaje Java. Las herramientas de Android SDK compilan tu código en un paquete de Android

(APK). Consiste en un archivo de almacenamiento que incluye todos los contenidos de una aplicación de Android (.apk) y es el archivo que usan los dispositivos con tecnología Android para instalar la aplicación.

A la hora de añadir gráficas, se puede hacer uso de librerías de código fuente abierto como Android-Graphview que son fácilmente integrables en cualquier aplicación Android (36).

2.6. *Arduino*

Arduino nació en el *Ivrea Interaction Design Institute* como herramienta para la creación de prototipos dirigido a estudiantes sin experiencia en la electrónica y programación. Se caracteriza por sus placas económicas, por ser multiplataforma, haciendo que el software Arduino pueda ejecutarse en diferentes sistemas operativos, y por poseer un entorno de programación sencillo pero lo suficientemente avanzado para que también lo utilicen usuarios más experimentados. El software Arduino usa herramientas de código abierto permitiendo a programadores experimentados expandir el lenguaje a través de bibliotecas de C++ y/o al lenguaje de programación AVR-C en el que se basa. El hardware también es abierto y extensible. Los planos de las placas se publican bajo licencia *Creative Commons* permitiendo a diseñadores de circuitos crear su propia versión del módulo (3).

Las placas Arduino Lilypad, son una de las muchas placas Arduino que podemos encontrar en el mercado. Su diseño específico sólo permite ser usadas para proyectos vestibles y *e-Textil*.

3.Descripción modular del sistema

Para cumplir con el objetivo de este trabajo, fue necesario que nuestro sistema contara con los siguientes bloques principales:

- **Adquisición:** en la etapa de adquisición entran en juego el biosensor para la adquisición de datos y el potenciostato para el acondicionamiento de los mismos. El potenciostato LMP91000 es un componente analógico programable *front-end* (AFE) utilizado en aplicaciones de detección electroquímicas. Permite la conversión de corriente en tensión gracias a un amplificador de transimpedancia (TIA).
- **Procesamiento:** para la adecuación de la señal entrante interactuarán los siguientes componentes por este orden: un filtro analógico paso-bajo implementado en el amplificador de transimpedancia de potenciostato, un conversor analógico digital externo de 16 bits para una mayor resolución de la señal frente al de 10 bits que proporcionaba el ADC interno del microcontrolador y, como última etapa de adecuación de la señal, un filtro digital programado en el microcontrolador.
- **Distribución:** una vez que haya terminado el proceso de adecuación y digitalización de la señal, por medio de una antena Bluetooth conectada a la placa Arduino Lilypad y programada en el microcontrolador se transmitirá, en tiempo real, los datos a un dispositivo móvil para su posterior representación en una aplicación Android previamente diseñada.
- **Alimentación:** el sistema se alimentará a partir de un módulo de alimentación externo basado en una pila AAA.

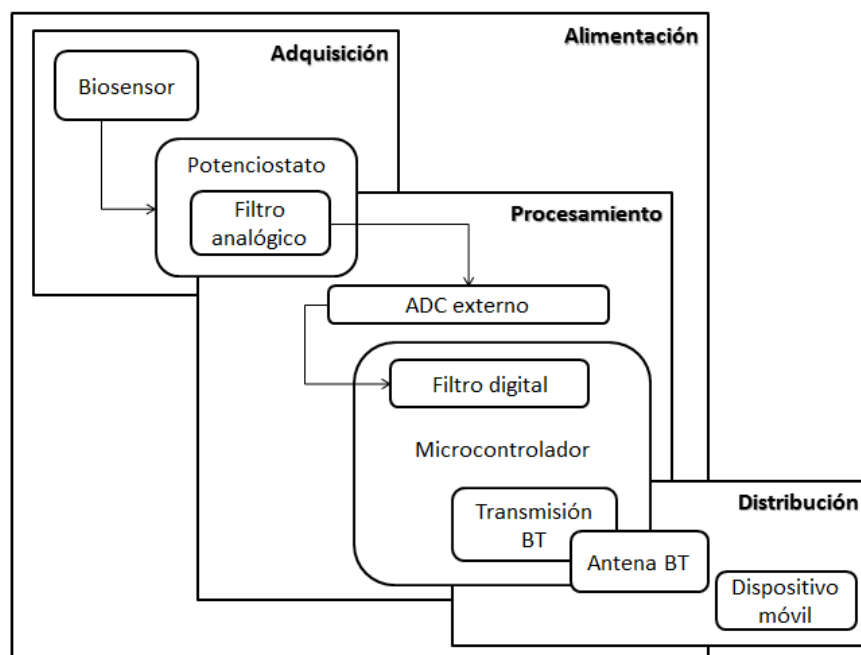


Ilustración 10: Diagrama de bloques del sistema

3.1. Presentación del material

3.1.1. Sensores químicos

- **Biosensor:**

Nuestra intención inicial era usar un biosensor electroquímico no invasivo para la detección de alcohol en la sangre a través del sudor en la piel. Este prototipo (5), desarrollado por el Departamento de Química Analítica de la Universidad Complutense de Madrid, está en contacto continuo con la piel permitiendo determinar el nivel de etanol en la sangre al monitorear la concentración transdérmica de alcohol (TAC). Se basa en biosensores enzimáticos amperométricos que son sensibles a la variación de la concentración de etanol.

La determinación del contenido de alcohol en sangre se realiza añadiendo una gota de sudor a la célula de medida y registrando la señal amperométrica que posteriormente se relaciona con la concentración de etanol a través de un calibrado interno del dispositivo de medida. Estas medidas se realizan en menos de 1 minuto. Aunque también se puede emplear para monitorear el contenido de etanol durante periodos de tiempo de hasta 8 horas de forma continua.

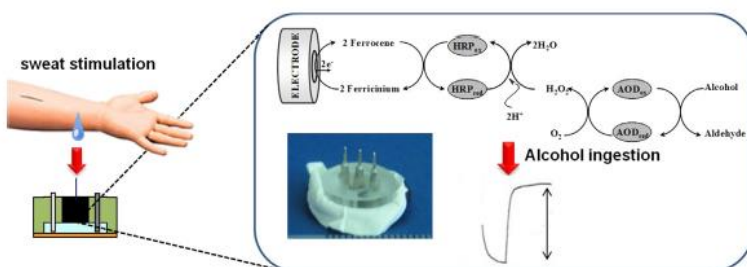


Ilustración 11: Esquema del biosensor electroquímico no invasivo para la detección de alcohol en la sangre a través del sudor (5)

La celda electroquímica está compuesta por un electrodo compuesto de grafito-teflón en cuya matriz se encuentran inmovilizadas las enzimas de alcohol oxidasa y peroxidasa (AOX y HRP) y el mediador (ferroceno), un electrodo de referencia Ag/AgCl y un electrodo auxiliar de Pt. Los tres electrodos se sumergen en una disolución de trabajo, tampón fosfato (pH = 7.2), separados de la piel por una membrana de politetrafluoroetileno (PTFE o teflón) permeable al etanol.

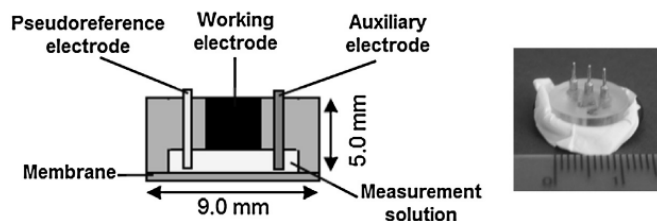


Ilustración 12: Celda electroquímica (5)

- **Biosensor de etanol:**

Para este trabajo, debido a la complicación que suponía la estimulación del sudor por falta de instrumental en el laboratorio, la dependencia de un individuo para hacer las pruebas y el elevado coste y trabajo de fabricación del biosensor miniaturizado para la aplicación sobre la piel, se proporcionó un sistema químico equivalente pero de mayor tamaño que nos permitiría hacer la batería de pruebas y ajustar nuestro sistema dando lugar a corrientes parecidas a las que se obtendrían con el sensor miniaturizado. Los biosensores de etanol fabricados proporcionan entre ellos diferentes intensidades de corriente medida, es decir, los biosensores pierden actividad con los días. Esto no es un problema porque los resultados que se obtienen del sistema implementado siempre se comparan con el sistema comercial InBea y el mismo sensor. La fabricación del electrodo se realiza de la siguiente forma: sobre la superficie de un electrodo cilíndrico de acero inoxidable se deposita una lámina de oro por “sputtering” donde se inmovilizan las correspondientes enzimas (AOX y HRP) y el mediador (ferroceno) mediante atrapamiento con una membrana de diálisis (37). En la ilustración 13 se muestra en forma de esquema las diferentes reacciones enzimáticas que tienen lugar en la superficie del electrodo así como la reacción electroquímica que es la reducción de ferricinio a ferroceno.



Ilustración 13: Mecanismo de funcionamiento del biosensor de etanol (37)

El resultado final equivalente al sistema miniaturizado, consiste en tres electrodos sumergidos en un recipiente con 30 mL de tampón fosfato (pH = 7.2): el biosensor (WE), el electrodo de referencia (RE) de Ag/AgCl y el electrodo auxiliar (CE) con una punta de acero inoxidable.



Ilustración 14: De derecha a izquierda: electrodo de referencia, electrodo auxiliar y electrodo de trabajo o biosensor

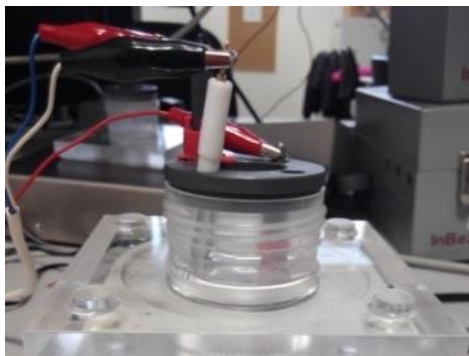


Ilustración 15: Celda electroquímica usada

Otro problema que se observó fue que el biosensor tenía un periodo de vida óptimo de tres días fuera del congelador y desde ese momento la señal generada se degradaba hasta el punto de no mostrar ninguna señal tras añadir la disolución de etanol. Para solucionarlo y evitar la fabricación de un electrodo de trabajo semanal, se nos proporcionó un electrodo de carbono vitrificado que proporcionaba señales reproducibles y adecuadas.

3.1.2. Potenciostato LMP91000

LMP91000 (38) es un AFE (*Analog Front-End*) programable utilizado en aplicaciones químicas de sensado de baja potencia. Está diseñado para sensores de tres y dos electrodos. Principalmente, está formado por un amplificador diferencial que tiene dos tareas, la primera es proporcionar una carga inicial al sensor y la segunda, comparar el potencial entre el electrodo de trabajo y el de referencia amplificando la señal de error y aplicándosela al electrodo auxiliar según una tensión de polarización previamente configurada. Cualquier cambio en la impedancia entre los electrodos WE-RE causará un cambio en la tensión aplicada en el electrodo auxiliar para, de esta manera, mantener el voltaje constante entre estos dos electrodos. Por otro lado, un amplificador de transimpedancia conectado al electrodo de trabajo, entregará una tensión de salida proporcional a la corriente del electrodo. Permite programar 7 tipos de resistencias internas o añadir resistencias externas. La configuración de este bloque se realiza a través de un canal de comunicación I²C. Los parámetros principales para su configuración se explican a continuación:

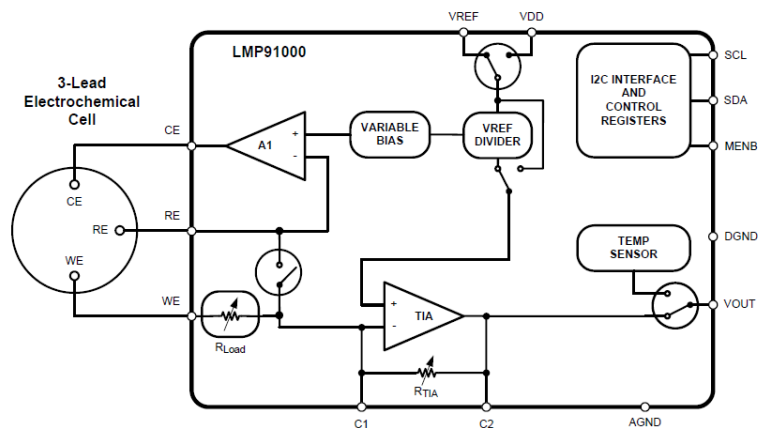


Ilustración 16: Diagrama de bloques del LMP91000 (38)

INTERNAL ZERO es el voltaje de entrada al pin positivo del amplificador TIA y se ajusta en el bloque VREF DIVIDER. Es un porcentaje del voltaje de referencia (V_{REF}) o de alimentación (V_{DD}). Los porcentajes disponibles para programar este bloque son: 20%, 50% y 67%. Cuando se trata de una reducción la corriente del electrodo de trabajo entra al amplificador TIA y se configura al 67%. Si fuera una oxidación, la corriente de WE sale del amplificador TIA, VREF DIVIDER y se programaría al 20% o 50% (39). Al dejar el sistema sin conectar existe una tensión Offset en la salida del amplificador TIA que equivale a la tensión del porcentaje VREF DIVIDER por V_{REF} .

$$I_{WE} = \frac{V_{out} - V_{offset}}{R_{TIA}}$$

Ecuación 1: Cálculo de la corriente en el electrodo de trabajo [WE]

El bloque VARIABLE BIAS es la tensión de polarización requerida por el sensor entre los electrodos RE-WE, es decir, la tensión a la que se producirá la reacción química. La configuración de ambos bloques se realiza a través del canal de comunicación I²C.

El interfaz de comunicación I²C es un bus maestro-esclavo que permite el envío de registros y la configuración del dispositivo. Opera a 100 KHz y consta de dos líneas: SDA, que lleva los datos y SCL que proporciona el reloj. Es bidireccional, el canal SDA se utiliza para transmitir y recibir datos. Cada dispositivo con bus I²C tiene una dirección única de 7 bits a la que responde. Para el potenciómetro su dirección única es: 1001000.

El LMP91000 contiene un sensor de temperatura que puede ser habilitado o deshabilitado en la etapa de configuración del potenciómetro. En el caso de que se habilite, la medida de la temperatura saldrá por el pin V_{OUT} y la señal por el pin C2. Los registros para configurar el potenciómetro son los siguientes:

- **STATUS (Status Register):** El bit de estado indica el estado de encendido del LMP91000. Para que acepte comandos I²C tiene que estar configurado a 1.
- **LOCK (Protection Register):** El bit de bloqueo habilita y deshabilita la escritura de los registros TIACN y REFCN. Para cambiar el contenido de estos

registros se requiere que el bit de bloqueo se establezca a '0'.

- **TIACN (*TIA Control Register*):** estos parámetros en el registro de control TIA permiten la configuración de la ganancia de transimpedancia (R_{TIA}) y la resistencia de carga (R_{LOAD}). La configuración final fue una resistencia R_{TIA} de 350 k Ω y la resistencia de carga que viene por defecto, 100 Ω .
- **REFCN (*Reference Control Register*):** Los parámetros del registro de control de referencia permiten la configuración del INTERNAL ZERO, la polarización y la fuente de referencia. Cuando la fuente de referencia (V_{REF}) es externa, es decir, que la referencia viene proporcionada por un voltaje de referencia conectado al pin V_{REF} , tanto el INTERNAL ZERO como la tensión de polarización se define como un porcentaje de V_{REF} en lugar de la tensión de alimentación. Al necesitar una tensión estable, se decidió utilizar una fuente externa que nos diera una tensión inferior a V_{DD} . El signo de la corriente en un proceso electródico es arbitrario y, así, el sistema europeo indica que la corriente es negativa en un proceso de reducción y en el americano es positiva. Al tratarse de un dispositivo americano fue necesario configurar una polarización positiva y el INTERNAL ZERO al 67%. El potencial aplicado en los electrodos para la reacción química en el caso del sensor de carbono vitrificado era de 450 mV, por tanto se programó un BIAS del 18%. Para el biosensor de etanol, el potencial era cercano a 0 mV y se configuró un BIAS del 1%.
- **MODECN (*Mode Control Register*):** Los parámetros del control del modo permiten la configuración del Modo de Operación del potenciostato. El modo de control para nuestro sistema sería el de una celda amperométrica de tres electrodos.

3.1.3. Filtro analógico paso bajo y filtro digital

El LMP91000 permite integrar en el amplificador de transimpedancia un filtro analógico paso-bajo, antes de la salida V_{OUT} , eliminando de este modo el ruido electrónico con frecuencias por encima de una frecuencia de corte calculada. Este filtro analógico puede crearse a partir de la resistencia interna que proporciona el propio dispositivo o programarlo para adaptar una resistencia externa junto a un condensador entre los pines C1 y C2.

El amplificador de transimpedancia, convierte la corriente generada en el sensor en tensión acorde a la ganancia de transimpedancia:

$$Gain = \frac{\frac{R_{TIA}}{Cs}}{\frac{1}{(Cs + R_{TIA})}}$$

$$s = \omega j$$

Ecuación 2: Ganancia del filtro analógico paso-bajo

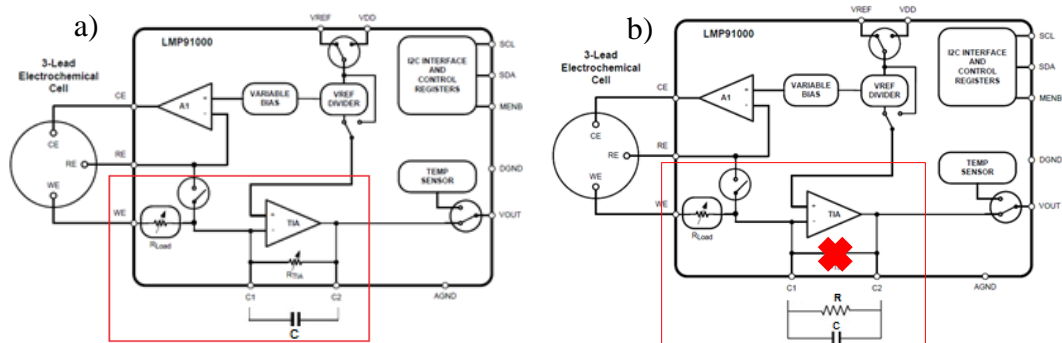


Ilustración 17: a) Filtro paso bajo a partir de R_{TIA} interna y un condensador entre los pines C1 y C2 b) Filtro paso bajo a partir de R_{TIA} externa y un condensador entre los pines C1 y C2 (38)

El filtro digital se basó en el filtro Savitzky-Golay (40) un tipo de filtro que se aplica a un conjunto de datos digitales con el fin de suavizar las fluctuaciones de ruido de una señal. Esto se logra a partir de un proceso llamado convolución mediante el ajuste sucesivo de datos adyacentes por el método de mínimos cuadrados según la expresión:

$$Y_j = \sum_{i=\frac{1-m}{2}}^{\frac{m-1}{2}} C_i y_{i+j}$$

Ecuación 3: Expresión para el suavizado de la señal (40)

El índice j indica el índice de ejecución de los datos ($j = 1, 2, \dots, n$). Los coeficientes de convolución, C_i , se pueden aplicar a los datos para proporcionar estimaciones del suavizado de la señal los cuales tienen asociado un factor de normalización o escalado. La variable m nos indica el número de puntos para el suavizado o lo que es lo mismo el tamaño de la ventana de filtrado. Los coeficientes para el suavizado se encuentran ya calculados en la tabla que se muestra a continuación:

TABLE I										
CONVOLUTES	SMOOTHING		QUADRATIC		CUBIC	A20 A30				
POINTS	25	23	21	19	17	15	13	11	9	7 5
-12	-253									
-11	-138	-42								
-10	-33	-21	-171							
-09	62	-2	-76	-136						
-08	147	15	-51	-51	-21					
-07	222	30	84	24	-6	-78				
-06	287	43	149	89	7	-13	-11			
-05	322	54	204	144	18	42	0	-36		
-04	387	63	249	189	27	87	9	9	-21	
-03	422	70	284	224	34	122	16	44	14	-2
-02	447	75	309	249	39	147	21	69	39	3 -3
-01	462	78	324	264	42	162	24	84	54	6 12
00	467	79	329	269	43	167	25	89	59	7 17
01	462	78	324	264	42	162	24	84	54	6 12
02	447	75	309	249	39	147	21	69	39	3 -3
03	422	70	284	224	34	122	16	44	14	-2
04	387	63	249	189	27	87	9	9	-21	
05	322	54	204	144	18	42	0	-36		
06	287	43	149	89	7	-13	-11			
07	222	30	84	24	-6	-78				
08	147	15	9	-51	-21					
09	62	-2	-76	-136						
10	-33	-21	-171							
11	-138	-42								
12	-253									
NORM	5175	8059	1059	2261	323	1105	143	429	231	21 35

Tabla 2: Tabla con los coeficientes de convolución (40)

3.1.4. Conversor analógico-digital externo: ADS1114

El dispositivo ADS1114 (41) es un conversor analógico-digital de baja potencia, con una resolución de 16 bits.

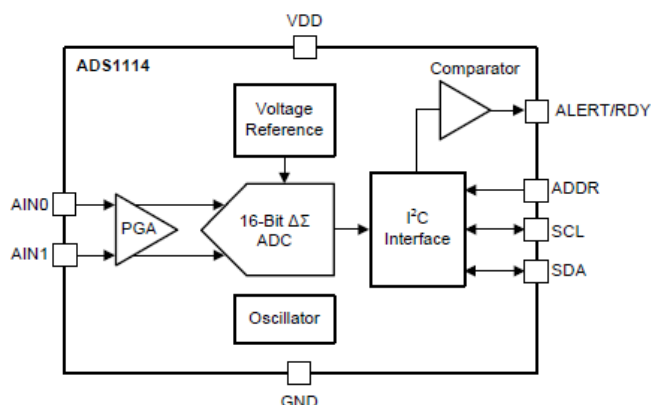


Ilustración 18: Diagrama de bloques del ADS1114 (41)

Este modelo no posee entrada multiplexada, pero puede medir o una señal diferencial, V_{IN} , que es la diferencia entre V (AIN0) y V (AIN1), o una señal *single-ended*. Para medir señales *single-ended*, como la que produce nuestro sistema, se conecta el pin AIN1 a GND. Los convertidores analógico-digital del modulador delta-sigma del que consta este ADC se basan en el principio de sobremuestreo. La señal de entrada se muestrea a alta frecuencia, 250 KHz, que es la frecuencia del oscilador, 1 MHz, dividida entre 4. Posteriormente se filtra y se diezma en el dominio digital. El resultado sería una conversión a una velocidad de datos de salida predefinida. El ruido a la entrada disminuye al reducir la velocidad de datos de salida porque se promedian más muestras del modulador interno para producir el resultado de conversión.

Posee un amplificador de ganancia programable (PGA) que se implementa antes del modulador delta-sigma y ofrece rangos de entrada *full-scale* (FSR) que varían entre ± 256 mV y los $\pm 6,144$ V permitiendo ajustarse tanto a medidas grandes como pequeñas. La hoja de datos recomienda que aumentando la ganancia reduces el ruido de entrada lo que es útil cuando se trata de señales pequeñas. Se configura en el *Config Register* y siguiendo la recomendación de la hoja de datos, en nuestro sistema, al utilizar una tensión de alimentación de 5 V, se programaría con un rango de $\pm 6,144$ V permitiendo de este modo que las tensiones de entrada se extiendan hasta la tensión de alimentación.

FSR
$\pm 6.144 \text{ V}^{(1)}$
$\pm 4.096 \text{ V}^{(1)}$
$\pm 2.048 \text{ V}$
$\pm 1.024 \text{ V}$
$\pm 0.512 \text{ V}$
$\pm 0.256 \text{ V}$

Tabla 3: Diferentes rangos de entrada para el PGA (41)

El ADS1114 cuenta con un pin de conversión terminada permitiendo mostrar un pulso de 8 μ s a la salida del pin. Para configurarlo habría que poner los bits COMP_QUE a

cualquiera de los valores diferentes a 11. Si se configurase como 11 el pin ALERT/RDY quedaría deshabilitado.

Existen dos modos de conversión, conversión *single-shot* o conversión continua. En la conversión *single-shot* (bit MODE a 1 en el registro de configuración) el dispositivo se apaga hasta que se escribe un 1 en el bit de estado de operación. En ese momento el dispositivo se enciende durante 25 μ s y realiza una conversión. Cuando la conversión está lista se vuelve a apagar. En el modo continuo (bit MODE a 0) la conversión se está realizando continuamente, es decir, que una vez que acaba una conversión empieza con la siguiente. Nuestro sistema está configurado en modo conversión continua.

La programación del conversor, al igual que en el potencióstato, se hace a través del canal de comunicación I²C. Cada bus I²C de un dispositivo tiene una dirección única de 7 bits a la cual responde. En nuestro caso, debido a que la dirección del pin GND estaba ocupada por el potencióstato, se eligió la dirección del pin de la tensión de alimentación V_{DD} para el ADC.

ADDR PIN CONNECTION	SLAVE ADDRESS
GND	1001000
VDD	1001001
SDA	1001010
SCL	1001011

Tabla 4: Direcciones posibles del bus I²C (41)

Son cuatro los registros accesibles a través del I²C usando la dirección *Address Pointer Register*. El registro de conversión contiene la última conversión realizada por el ADC; el registro de configuración se usa para cambiar los modos de operación y estado del dispositivo. Los registros, *Lo_thresh* y *Hi_thresh*, marcan los umbrales para la función de comparación y la función de conversión terminada. Para que la función de conversión terminada esté disponible en el pin ALERT/RDY, hay que poner el bit más significativo a 1 del registro *Hi_thresh* y a 0 el bit más significativo del registro *Lo_thresh*. El resto de bits a 1 y a 0 respectivamente.

Para acceder a un registro específico el maestro tiene que escribir la dirección del esclavo que consiste en un valor único de 7 bits para cada bus I²C. A continuación, se le especifica qué registro de configuración se quiere modificar a partir de uno de las cuatro direcciones de registro mostradas anteriormente. Finalmente se le envía los 16 bits de configuración agrupados en los primeros 8 bits más significativos (MSB) seguidos de los 8 bits menos significativos (LSB).

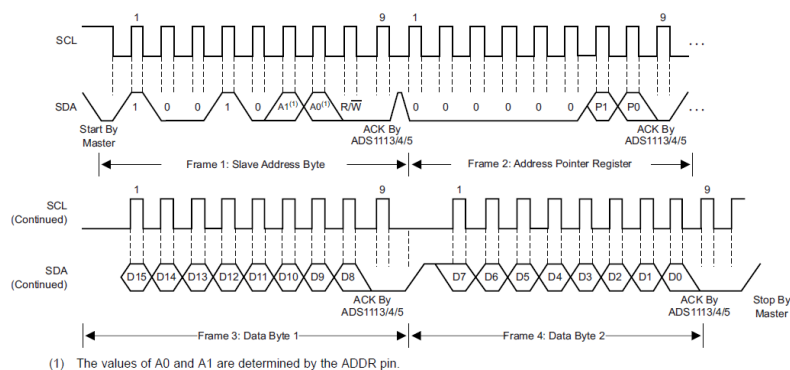


Ilustración 19: Escritura en el ADS1114 (41)

3.1.5. Microcontrolador: Arduino Lilypad

Se eligió Arduino Lilypad Simple (4) ya que nos proporcionaba la capacidad de crear un sistema vestible y cumplir con el objetivo de este trabajo. Esta placa está diseñada específicamente para proyectos vestibles y *e-Textil*. Se pueden coser a la tela sensores, actuadores y suministros de energía por medio de un hilo conductor. Es el modelo más sencillo de la familia Lilypad. Está formado por 9 pines digitales de entrada/salida y un microcontrolador ATmega328 (42).

Microcontrolador	ATmega328
Tensión de operación	2.7-5.5V
Tensión de entrada	2.7-5.5V
Pines I/O Digitales	9
Canales PWM	5
Canales analógicos de entrada	4
Corriente DC por Pin I/O	40mA
Flash Memory	32 KB (2 KB por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Velocidad del reloj	8 MHz

Tabla 5: Aspectos técnicos generales LilyPad Arduino Simple (4)

LilyPad Arduino Simple, contiene 9 pines digitales de entrada y salida que funcionan a 5 voltios. Cada pin puede proporcionar o recibir un máximo de 40 mA y tiene una resistencia pull-up interna de 20 k Ω desconectada por defecto. También está formado por cuatro entradas analógicas, A2-A5, donde cada entrada proporciona una resolución de 10 bits, esto es, 1024 valores diferentes. Estas mismas entradas pueden ser usadas como entradas y salidas digitales. Los pines A4 y A5 pueden ser usados como pines SDA y SCL respectivamente para una comunicación vía I²C.

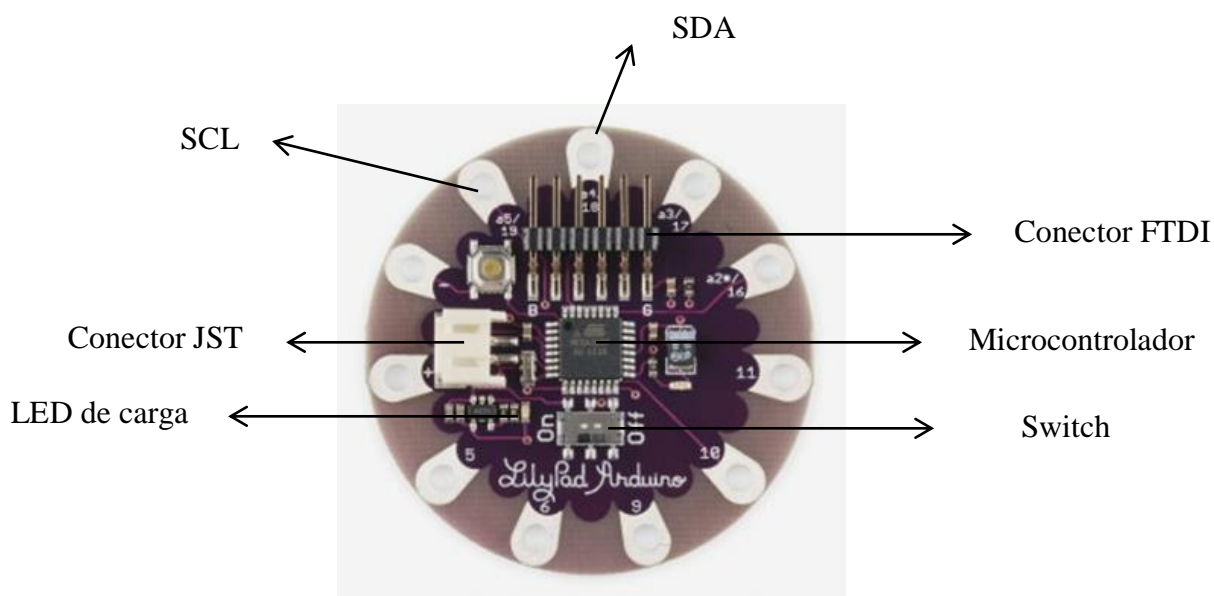


Ilustración 20: Partes de la placa Arduino Simple (4)

El kit de desarrollo de Arduino LilyPad (43) está formado por un zumbador, un motor de vibración, un LED RGB, un pulsador, cinco LEDs, un sensor de luz y un sensor de temperatura. Se eligió el sensor de temperatura para familiarizarme con el funcionamiento de la placa Arduino LilyPad y realizar pruebas previas a la toma de medidas con el biosensor.

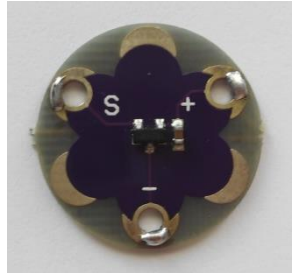


Ilustración 21: Sensor de temperatura

Este sensor, MCP9700, es un sensor de temperatura de tipo termistor que emite 10 mV por grado centígrado. Por medio de una conversión analógica-digital, se puede establecer la temperatura ambiente o al tacto físico basado en el calor del cuerpo del usuario.

Además de lo mencionado anteriormente, dicho kit contiene dos bobinas de hilo conductor que nos permitirán coser los componentes anteriores, la placa de Arduino LilyPad y la fuente de alimentación externa a la tela.

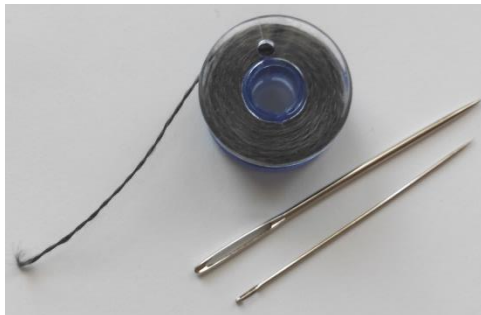


Ilustración 22: Bobina de hilo conductor y agujas

3.1.6. Módulo Bluetooth

A la hora de escoger el módulo Bluetooth hay que tener en cuenta dos cosas: la clase, que nos indica la distancia máxima permitida por el módulo, y la versión del Bluetooth a la que trabaja el módulo y el teléfono móvil. El factor limitante lo da el módulo, es decir, que el teléfono móvil tiene que tener un Bluetooth de una versión igual o mayor al módulo que se escoja.

Según se habló en el apartado 2.4, la clase mínima que tendría que ser nuestro módulo para comunicarse con nuestro sistema vestible, sería la clase 2, con una distancia máxima de 10 metros. Teniendo esto en cuenta, y sabiendo que la versión del Bluetooth del teléfono BQ Aquaris E5 HD, teléfono móvil utilizado para la comunicación con

nuestro sistema, es la v4.0, necesitamos un módulo Bluetooth apto para Arduino Lilypad, clase 2 y con una versión inferior a v4.0.

El módulo resultante fue Sparkfun Bluetooth Silver Mate (44):

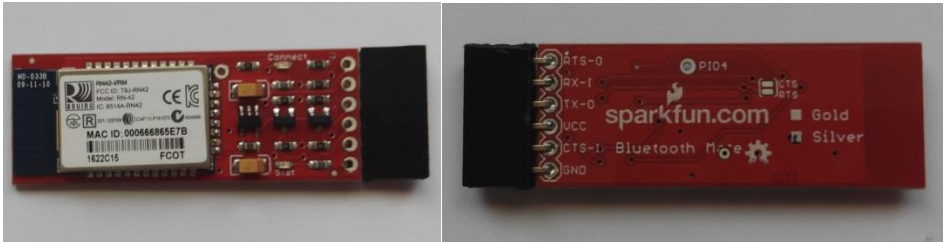


Ilustración 23: Módulo Bluetooth SparkFun Silver Mate

Clase Bluetooth:	Clase 2
Consumición energía:	25 mA
Frecuencia:	2.402~2.480 GHz
Tensión de operación:	3.3V-6V
Comunicaciones serie:	2400-115200bps
Temperatura de operación:	-40~+70°C
Versión Bluetooth:	v2.1

Tabla 6: Características generales Módulo Bluetooth Sparkfun Silver Mate (44)

El perfil utilizado por este módulo, y por la mayoría de ellos, es el perfil puerto serie (SPP) (45). Este perfil está basado en la especificación 07.10 de ETSI (Instituto Europeo de Normas de Telecomunicaciones) por medio del protocolo RFCOMM (46). Este perfil, emula una línea serie y proporciona una interfaz que reemplaza las comunicaciones basadas en el estándar RS-232 que especifica cómo conectar un terminal (DTE) a un módem (DCE) (47).

A la hora de establecer una conexión entre el módulo Bluetooth y el teléfono móvil, según se explicó en el apartado 2.4, cada dispositivo Bluetooth tiene una dirección física que lo identifica. Para nuestro módulo Bluetooth sería MAC ID: 000666865E7B. En este caso, la parte “000666” corresponden al fabricante del módulo y “865E7B” al ID único del dispositivo. Para una mejor identificación, el dispositivo suele tener un ID más sencillo que nos permitirá vincular una primera vez el módulo Bluetooth y el teléfono móvil a través de una contraseña de cuatro dígitos “1234” y en el resto de veces, el teléfono móvil reconocerá el dispositivo automáticamente y establecerá conexión.

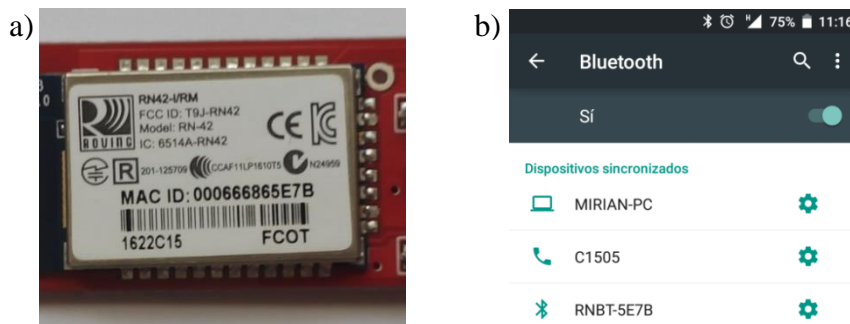


Ilustración 24: a) MAC ID del módulo Bluetooth Sparkfun Silver Mate b) ID sencillo del módulo Bluetooth Sparkfun Silver Mate una vez vinculado al teléfono móvil

Una vez establecida la conexión, el teléfono móvil comenzaría a representar los datos a través de una aplicación Android desarrollada previamente.

3.1.7. Módulo de alimentación

Arduino Lilypad Simple puede ser alimentado de dos formas diferentes; a través de una fuente de alimentación externa o por medio de un adaptador FTDI. Si es por medio de una fuente de alimentación externa, ésta debe proporcionar una tensión entre 2.7-5.5 voltios. LilyPad está diseñado especialmente para el uso de baterías de polímero de litio (LiPo) de 3.7 voltios con una capacidad de 110 mAh y un consumo de 22 mA (48). La duración de la batería se calcula como el resultado de dividir la capacidad entre el consumo siendo éste de 5h de autonomía. Se conecta directamente al conector JST de la placa, el cual sólo se activa a partir del switch ON/OFF de la placa y por la que el microcontrolador sólo recibirá energía si el switch está en ON. Otra forma de alimentar la placa de forma ininterrumpida es directamente con los pines +/- de la propia placa.



Ilustración 25: Batería LiPo

El adaptador FTDI proporciona una alimentación continua vía USB de 5v. Además, admite una conexión MiniUSB-USB que permite subir el código software a la placa Lilypad desde un ordenador y a través de los LEDs TX y RX verificar el tráfico en serie.



Ilustración 26: Adaptador FDTI Lilypad Arduino

Si el adaptador FTDI y la batería LiPo se encuentran conectados, el adaptador cargará la batería independientemente de la posición del switch. Un LED al lado del switch indicará el estado de carga de la batería.

Debido a los circuitos de carga de la batería añadidos a la placa, no se puede alimentar un dispositivo desde el FTDI de ahí que un módulo externo Bluetooth sea incompatible con la tecnología *plug'n'play* (49). Por tanto, se buscaron módulos de alimentación externa que se pudieran conectar a la placa a través de los pines +/- de la misma.

- **Módulo de alimentación externa basado en una pila AAA (50):** permite entregar, a través de un interruptor, una alimentación de 5 voltios a la placa Lilypad. La pila utilizada es una pila Alcalina con una capacidad de energía típica entre 500 y 1200 mAh (51) aproximadamente. El consumo de nuestro sistema es de 20 mA por tanto la duración de la pila sería de 60 horas de autonomía.

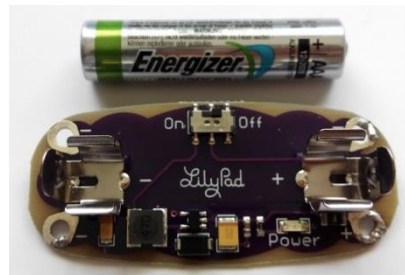


Ilustración 27: Módulo de alimentación externa basado en pila AAA

- **Módulo de alimentación externa para batería LiPo (52):** permite conectar y cargar una batería LiPo y encenderla o apagarla por medio de un interruptor.

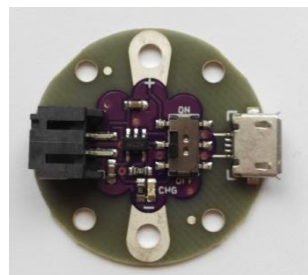


Ilustración 28: Módulo de alimentación externa basado en batería LiPo

Finalmente se eligió el módulo de alimentación externa para pilas AAA porque el principal problema que implicaba era la carga de la batería una vez que se agotara. Para cargarla era necesario conectar el módulo FTDI lo que implicaba desconectar el módulo externo Bluetooth de nuestro sistema e interrumpir la toma de medidas hasta su finalización. Utilizando el módulo de alimentación para pilas bastaría con sustituir la pila gastada por una nueva sin necesidad de desmontar el sistema y sólo implicaría una breve parada de la toma de medidas.

4. Implementación y resultados

Las pruebas que se recogen en este apartado se han llevado a cabo a través de dos sensores: un electrodo de carbono vitrificado y un biosensor de alcohol. Inicialmente se comenzaron las pruebas utilizando un electrodo de carbono vitrificado, ya que son menos sensibles que los de alcohol y las condiciones ambientales no tenían que estar tan controladas. Sin embargo, debido a que las características químicas de la reacción no son exactamente iguales, preferimos terminar el diseño de cada una de las etapas usando el biosensor final para el cual estaba este trabajo dedicado. Las pruebas realizadas con el electrodo de carbono vitrificado se pueden consultar en el Anexo 1.

Por otro lado, cabe destacar que la medición de ruido en la corriente de salida de nuestro sistema, y que se recogen en las tablas que se muestran en este apartado, se han hecho siempre midiendo el ruido pico a pico.

Indicar, por último, que al no tener la transmisión Bluetooth implementada todavía, las medidas obtenidas se recogían desde la placa Arduino Lilypad al ordenador por una conexión vía MiniUSB-USB. Las representaciones que se muestran a continuación están hechas con la herramienta Matlab.

4.1. Instrumentación y procesos químicos

El departamento de Química Analítica de la Universidad Complutense de Madrid, que colabora con el grupo de investigación HCTLab de la Universidad Autónoma de Madrid, cedió la siguiente instrumentación necesaria para la medida y representación de datos y que nos servirá de comparativa con el sistema propuesto en este trabajo.

- **Celda Dummy:**

Antes de realizar cualquier medida con el biosensor, se utilizó una celda Dummy para comprobar que el potenciostato LMP91000 estaba bien configurado. Esta celda simula corrientes de valores cercanos a los dados con los del electrodo de carbono vitrificado y con el biosensor de etanol. Una vez que se decidió la configuración final se pasó a hacer las pruebas con los sensores químicos.

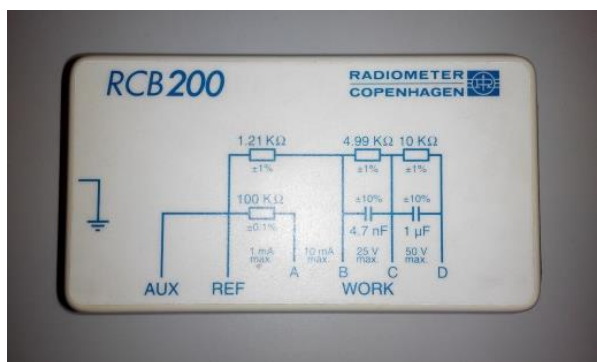


Ilustración 29: Celda Dummy

- **Disoluciones de patrones y de medida:**

Tanto para el electrodo de carbono vitrificado como para el biosensor de alcohol fue necesario crear dos disoluciones específicas. Para el electrodo de carbono vitrificado, se prepararon disoluciones de ferricianuro potásico en medio acuoso. Para el biosensor de alcohol se preparó una disolución madre de etanol 1% en tampón fosfato (pH = 7.2). Para llevar a cabo las medidas, se cogía una alícuota de 25 μL de la disolución madre y se añadía a 30 mL de la disolución de trabajo formada por tampón fosfato (pH = 7.2), por lo tanto, la concentración de etanol en la célula de medida era de 0,001%. Para ambos casos, la reacción química producida en el biosensor y en el electrodo de carbono vitrificado genera la corriente que medimos con el potenciostato.

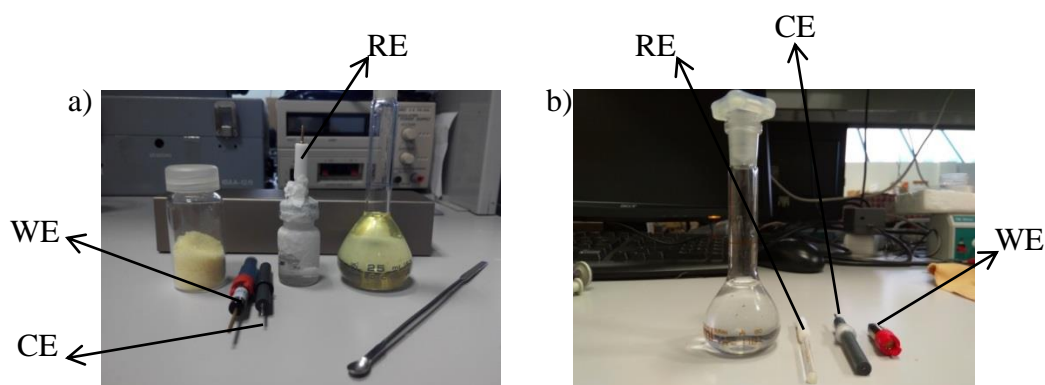


Ilustración 30: a) Electrodo de carbono vitrificado y disolución de ferroceno b) Biosensor de alcohol y disolución de etanol

- **Potenciostato amperométrico InBea S.L y programa InBea BioAnalyzer**

El potenciostato amperométrico InBea S.L, es un instrumento comercial que permite configurar la diferencia de potencial entre los electrodos de trabajo y de referencia y medir la diferencia amperométrica que se produce entre ambos electrodos. El potencial de medida para el electrodo de carbono vitrificado es de 450 mV y para el biosensor cercano a 0 mV. Nos va a servir de referencia a la hora de hacer pruebas con nuestro sistema y ver de este modo si los resultados son correctos.




Ilustración 31: Potenciostato amperométrico InBea S.L

El proceso de recogida de datos consiste en lo siguiente. El recipiente sujeto al agitador por una base de plástico, se llenará de tampón fosfato, 30 mL, y se dispondrán los


electrodos como se ven en la Ilustración 32. Tres pinzas de cocodrilo, una para cada electrodo, se conectarán a los mismos y un imán introducido en el recipiente será el encargado de agitar la mezcla. Los datos serán recibidos por el potenciostato que a su vez los mandará al programa *Inbeas Analyzer* para su representación en tiempo real.



Ilustración 32: Disposición de los electrodos para la recogida de datos a través del potenciostato amperométrico InBea S.L

Dentro del programa, un botón  permitirá detectar el biosensor y realizar la conexión. De esta manera el estado pasará de estar “desconectado” a “conectado”.

Una vez que el sistema se encuentre conectado, se procederá a activar el potenciostato que inmediatamente enviará datos al programa y comenzará a graficarlos. Se podrá ajustar la escala, aumentar o disminuir partes concretas de la curva y en la esquina inferior izquierda se podrán ver la configuración hecha y el valor de los datos que va

leyendo. Para desconectar el sistema, bastará con pulsar el botón . Debido a que las medidas del sistema InBea y de nuestro sistema no podían hacerse de forma simultánea, primero se realizará una medida con el potenciostato InBea y seguidamente se probará en nuestro sistema haciendo las mínimas variaciones para respetar en la mayor medida de lo posible las mismas condiciones en el proceso de medición.

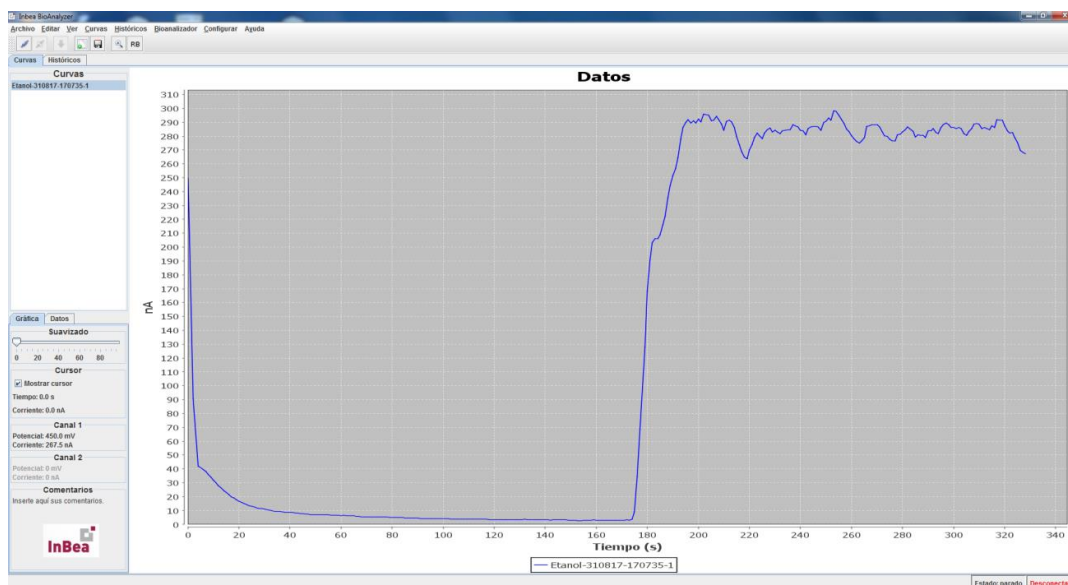


Ilustración 33: Ejemplo de graficado de datos en InBea Analyzer con el electrodo de carbono vitrificado

4.2. Hardware

4.2.1. Diseño de la placa

Para la interacción de los dispositivos mostrados en el capítulo tres fue necesario diseñar una placa de circuito impreso a partir de la herramienta Altium Designer, disponible en los ordenadores del HCTlab, que permitiera la comunicación entre el microcontrolador del Arduino LilyPad y el resto del sistema. El kit Arduino Lilypad de Sparkfun contiene una placa auxiliar que permite coserla a la tela y que se usará como placa base de nuestro circuito impreso. El uso de esta placa auxiliar obliga a que nuestro circuito impreso no exceda del área de pines: 2 cm x 2,5 cm.

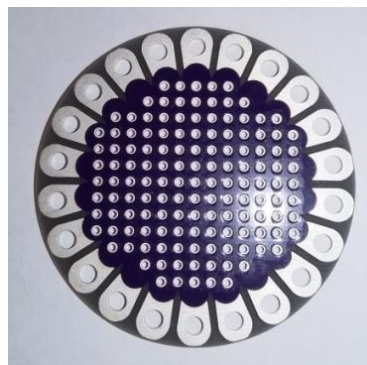


Ilustración 34: Placa auxiliar del kit Arduino Lilypad de Sparkfun

El primer dispositivo en integrar fue el LMP91000; con encapsulado WSON y tamaño 4 mm x 4 mm. Está formado por 14 pines.

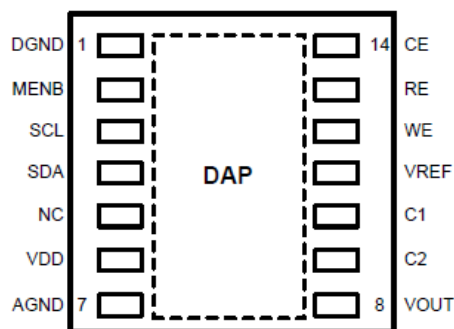


Ilustración 35: Distribución de los pines del LMP91000 (38)

En algunos de estos pines se incorporaron elementos externos para su correcto funcionamiento. Para el pin de alimentación (V_{DD}) se añadió un condensador de desacoplo para eliminar el ruido producido por la fuente de alimentación de CC y otro al pin de salida V_{OUT} . Los valores más comunes están comprendidos entre los 10 nF y 100 nF. Para este trabajo se eligió de 100 nF.

Los pines SDA y SCL utilizados para la comunicación I^2C , necesitan de dos resistencias pull-up para su correcto funcionamiento. Una resistencia pull-up establece un estado

lógico en un pin cuando se encuentra en reposo. En el caso concreto de la resistencia pull-up, cuando el circuito está en reposo, la caída de tensión es de 5 voltios (o 1 lógico) permitiendo el envío de registros entre el micro y el dispositivo y su posterior configuración. Los valores de las resistencias pull-up elegidos son 2,2 k Ω , siendo los valores más comunes entre 1 k Ω y 10 k Ω .

Los pines C1 y C2 permiten ser configurados para que se pueda conectar una resistencia externa entre ambos pines, resistencia de realimentación del amplificador TIA. Junto con la resistencia de carga del potenciómetro y un condensador puesto entre los pines C1 y C2 se crea un filtro paso-bajo que nos permitirá comenzar con el proceso de eliminación del ruido de la señal de V_{OUT} del potenciómetro.

El pin V_{REF} se conecta a una alimentación de 2.5 V para el correcto funcionamiento del potenciómetro. En una primera versión ese valor era obtenido mediante una fuente de alimentación externa, posteriormente en una tercera versión del diseño de la placa se incluyó utilizando el integrado REF3025 que nos proporciona directamente una tensión de referencia de 2,5 voltios con una tensión de entrada de 5 voltios.

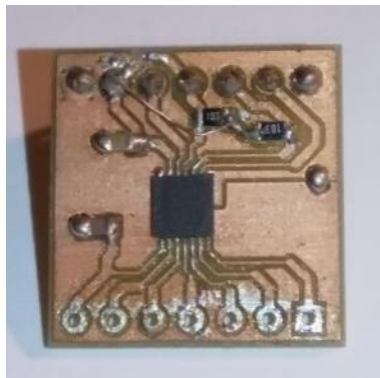


Ilustración 36: Versión 1 del circuito impreso con el LMP91000

El segundo dispositivo a integrar fue el conversor analógico-digital ADS1114. Este ADC, con encapsulado X2QN y tamaño 2 mm x 1.5 mm x 0.4 mm, está formado por 10 pines. A pesar de que el encapsulado muestra 4 pines de entrada analógica, este modelo sólo dispone de dos pines analógicos funcionales, AIN0 y AIN1, que permiten medir señales diferenciales o crear una señal *single-ended* conectando el pin AIN1 a GND.

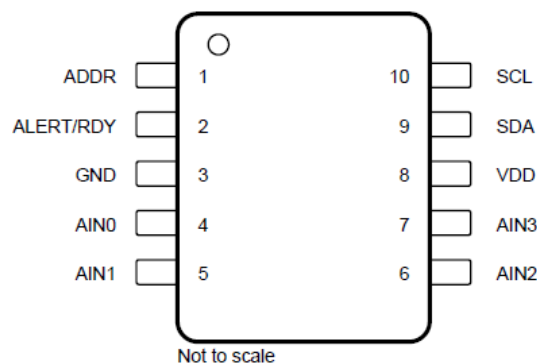


Ilustración 37: Distribución de los pines del ADS1114 (41)

Al igual que pasaba en el potenciómetro, tanto en el pin de alimentación V_{DD} como el pin de salida V_{OUT} , va conectado a condensadores de desacoplo. Como se comentaba en el apartado 3.1.4 el pin ALERT/RDY se puede programar como un comparador o como una señal de READY que nos indique que la conversión ha finalizado mostrando un pulso a la salida del pin. Por tanto la configuración del pin como READY requiere de una resistencia pull-up. Según la hoja de características, si este pin no se llega a utilizar te recomiendan dejarlo sin conectar o conectado a V_{DD} a través de una resistencia pull-up débil.

El canal de comunicación I^2C del conversor es el mismo que el del potenciómetro, por tanto, los pines SDA y SCL del ADC van conectados a las mismas resistencias pull-up del potenciómetro como se puede ver en el esquemático (ilustración 40).

El pin ADDR va conectado a la dirección del bus I^2C que es una dirección única para cada bus de 7 bits. En nuestro caso, debido a que la dirección de GND no está disponible porque es la dirección que utiliza el potenciómetro por defecto, se conecta el pin a la alimentación, V_{DD} . Internamente está programada a la dirección de 7 bits de V_{DD} .

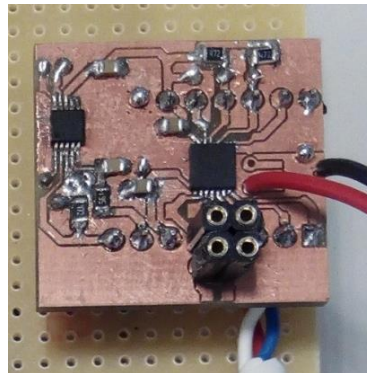


Ilustración 38: Versión 2 del circuito impreso al añadir el ADS1114

El tercer y último elemento a integrar fue el chip REF3025 (53) que permite obtener una salida de 2,5 voltios de una entrada de 5 voltios.

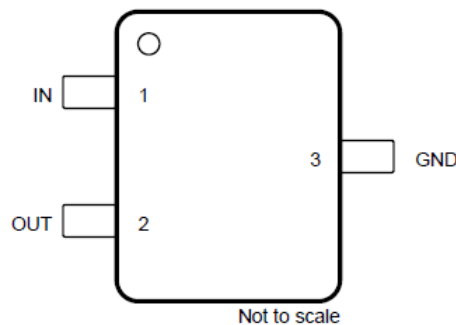


Ilustración 39: Distribución de los pines del REF3025 (53)

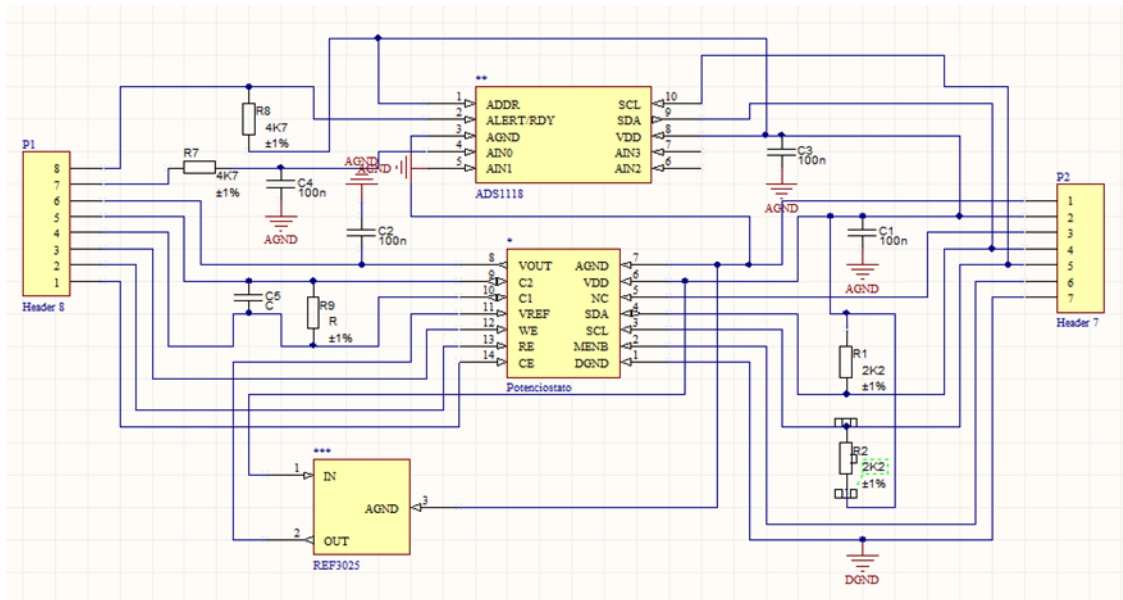


Ilustración 40: Esquemático del circuito impreso final

Una vez hecho el esquemático, se pasó al diseño de la PCB de dos capas: recolocación de las huellas de los diferentes elementos, unión de los mismos por medio de pistas y taladros que nos permitieran conectar ambas capas.

A la hora de hacer las pruebas con resistencias externas y condensadores para crear el filtro paso-bajo, se añadieron cuatro pines hembra dispuestos en paralelo entre los pines C1 y C2 del potenciómetro para una mayor comodidad a la hora pincharlos y hacer la batería de medidas.

Una vez que se eligieran los definitivos, se soldarían en las huellas reservadas en la placa.

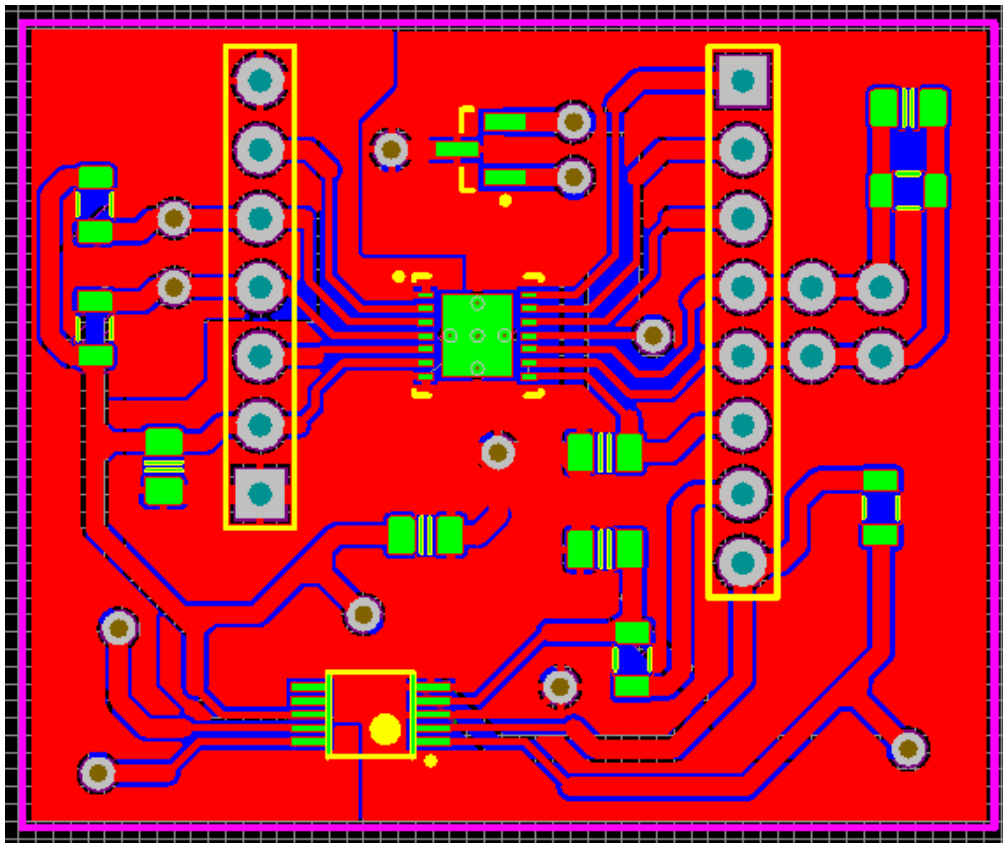


Ilustración 41: Capa superior de la PCB del circuito impreso final

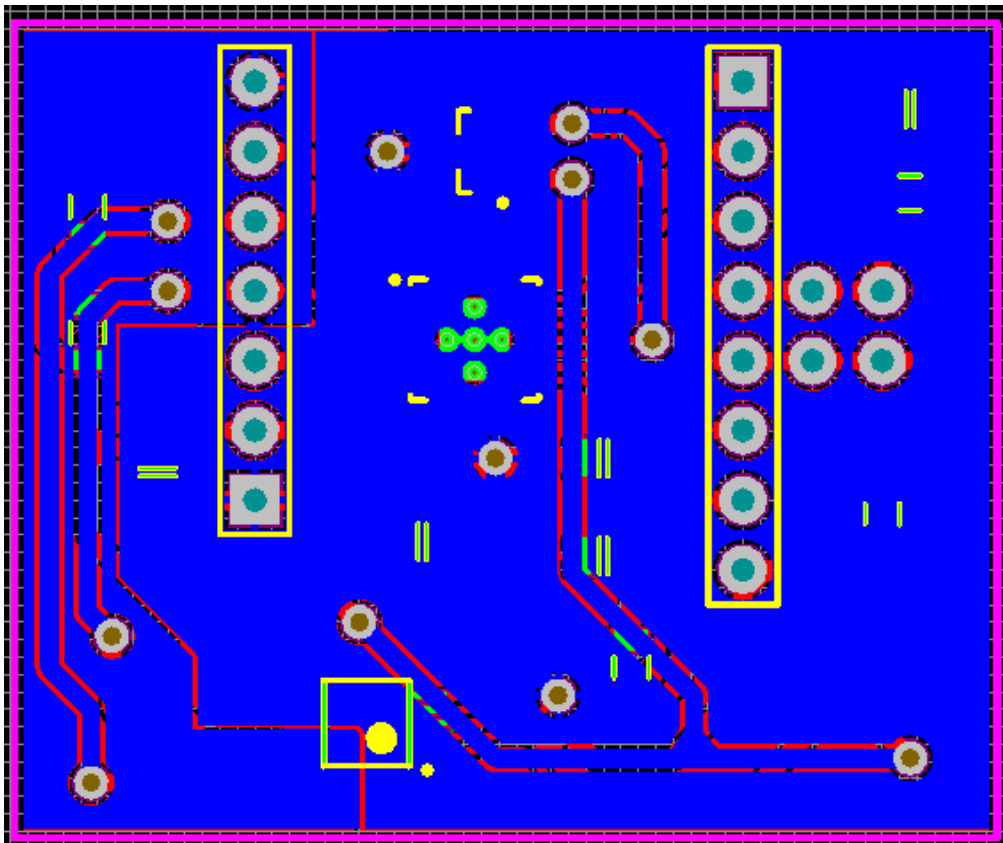


Ilustración 42: Capa inferior de la PCB del circuito impreso final

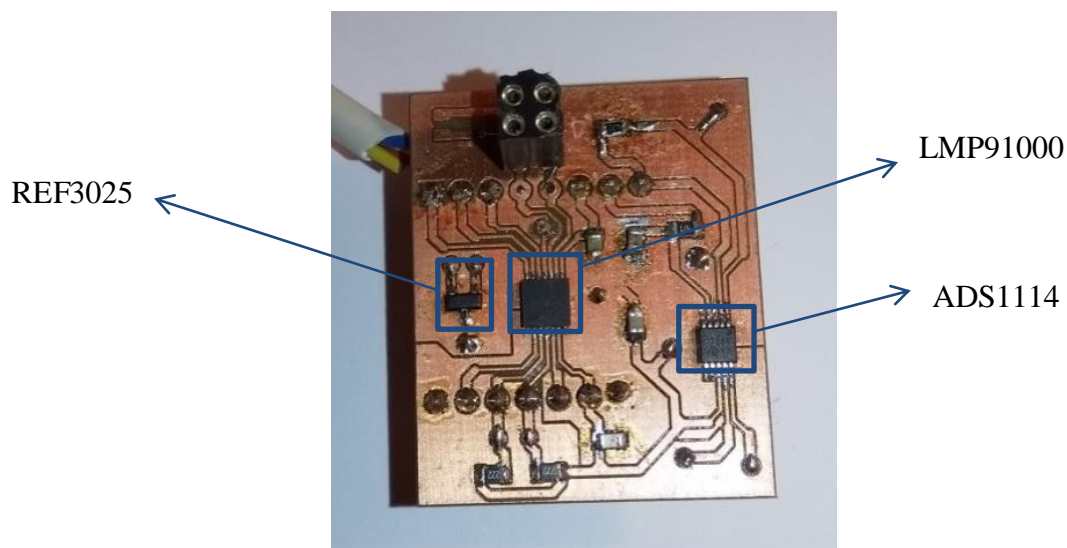


Ilustración 43: Versión 3 del circuito impreso al añadir REF3025

4.2.2. Diseño filtro analógico paso bajo

El primer paso que se dio para la adecuación de la señal, fue saber qué resistencias internas R_{TIA} de las que nos ofrecía el potenciómetro eran las que mejor respuesta nos proporcionaba. Los valores de estas resistencias internas son: 350 k Ω , 120 k Ω , 35 k Ω , 14 k Ω , 7000 Ω , 3500 Ω y 2750 Ω .

Estas medidas se hicieron conectando el electrodo de carbono vitrificado al pin WE, el electrodo de referencia al pin RE y el electrodo auxiliar al pin CE del potenciómetro. Como se comentó en apartados anteriores, el electrodo de carbono vitrificado al presentar características similares al biosensor de alcohol nos servirá para hacer todas las pruebas necesarias para la elección de la R_{TIA} y condensadores. Una vez que dejamos que la señal sea estable, añadimos la dosis de 25 μ L de la disolución. Esta dosis entra en contacto con el tampón fosfato (pH = 7.2) al que están sumergidos los electrodos creándose la reacción electroquímica, la cual es recogida por el biosensor y que se muestra en el cambio de corriente de la señal V_{OUT} . Como puede observarse en el sistema de referencia, esa dosis añadida equivale a una corriente en torno a 362 nA.

CORRIENTES (nA)			
Señal Azul Oscura	Señal Amarilla	Señal Rosa	Señal Azul Celeste
350	348	365	385

Tabla 7: Amplitudes de la señal recogidas por el potenciómetro InBea y el sensor de sal tras la reacción química

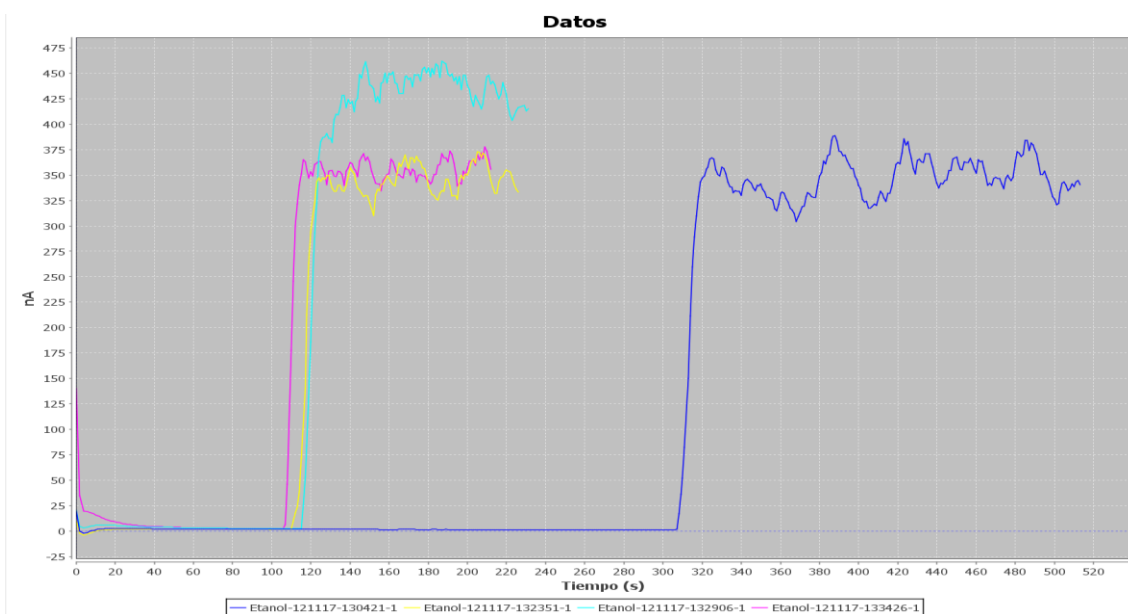


Ilustración 44: Diferentes señales medidas con el potenciostato InBea y el electrodo de carbono vitrificado cedido por el Departamento de Química Analítica de la UCM.

A continuación, se repitió el experimento con nuestro sistema para los diferentes valores de resistencia R_{TIA} .

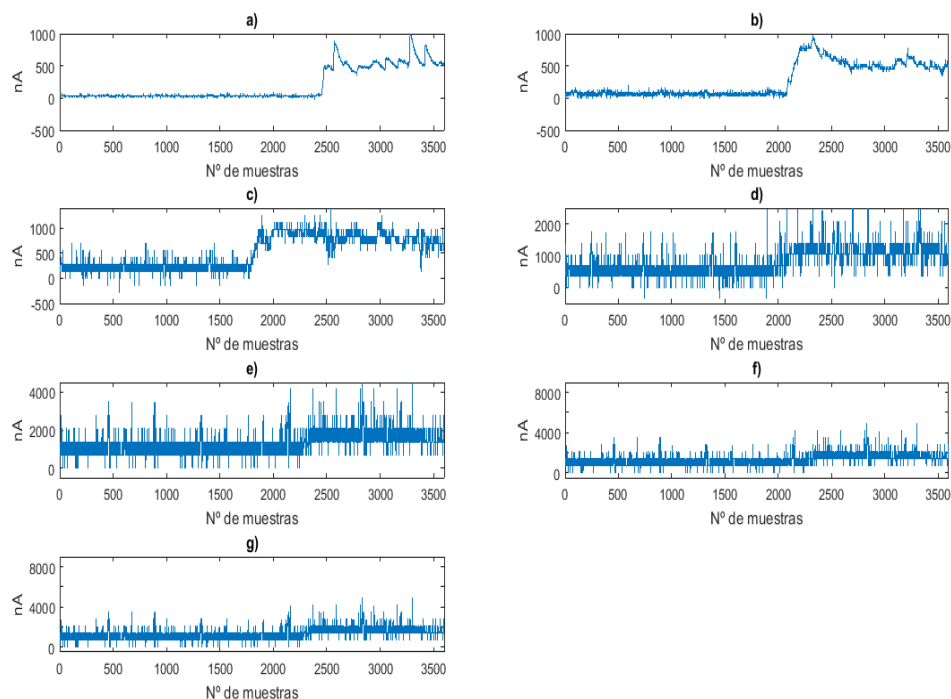


Ilustración 45: Resultados de la señal V_{OUT} con nuestro sistema y el electrodo de carbono vitrificado para a) $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ b) $R_{TIA} = 120 \text{ k}\Omega$ c) $R_{TIA} = 35 \text{ k}\Omega$ d) $R_{TIA} = 14 \text{ k}\Omega$ e) $R_{TIA} = 7 \text{ k}\Omega$ f) $R_{TIA} = 3,5 \text{ k}\Omega$ g) $R_{TIA} = 2,75 \text{ k}\Omega$

Como se puede observar hay un deterioro de la señal a medida que el valor de la R_{TIA} disminuye, es decir, que a valores de resistencias pequeñas peor es la señal V_{OUT} y no se distingue el cambio de corriente al echar la dosis, debido a que el filtrado es menor. Viendo que con resistencias R_{TIA} grandes la señal se asemejaba a la del potencióstato InBea, se añadió una resistencia externa de 270 k Ω para tener otro valor con el que comparar entre 350 k Ω y 120 k Ω .

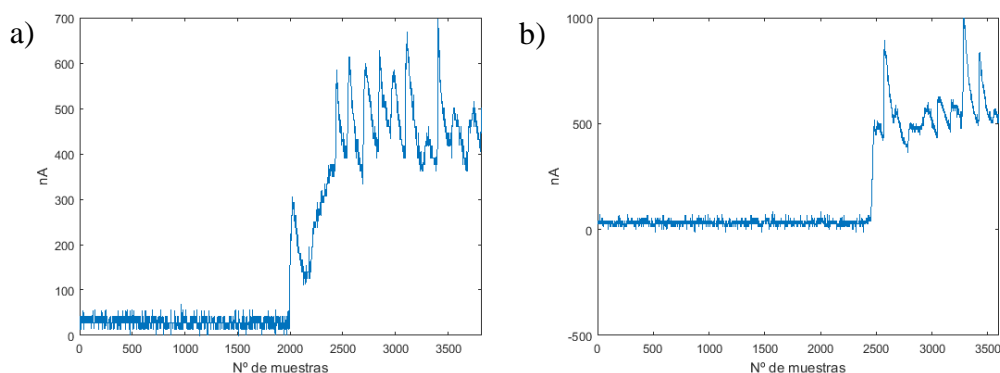


Ilustración 46: a) Señal V_{OUT} del potencióstato con el electrodo de carbono vitrificado para una R_{TIA} de 270 k Ω b) Señal V_{OUT} del potencióstato para una R_{TIA} de 350 k Ω

R_{TIA} (k Ω)	CORRIENTE (nA)
350	516
120	813
35	974
14	1390
7	2081
3,5	No se aprecia cambio
2,75	No se aprecia cambio
270	293

Tabla 8: Cambios de corriente de la señal V_{OUT} del LMP91000 tras la reacción electroquímica con el electrodo de carbono vitrificado

Finalmente, los valores con los que se continuaron realizando pruebas fueron tanto R_{TIA} interna de 350 k Ω y la R_{TIA} externa de 270 k Ω , ya que dan unos valores de corriente cercanos a los de nuestro sistema de referencia y el ruido es filtrado de forma suficiente.

Como se comentaba en el punto 3.1.3, utilizando la resistencia interna R_{load} del potencióstato y poniendo un condensador entre los pines C1 y C2 de tal modo que la R_{TIA} quede en paralelo al condensador, se puede obtener un filtro paso-bajo que nos permita comenzar con la eliminación de ruido de nuestra señal V_{OUT} .

Debido al desconocimiento de la frecuencia del ruido causado por la reacción química y el instrumental de laboratorio presente en la señal de interés, a la hora de decidir la frecuencia de corte partimos de experiencias de otros usuarios que habían probado este mismo potencióstato (54). Con experimentos similares, la frecuencia de corte (f_c) óptima para la elección del condensador no debía de superar una f_c de 5 Hz dando lugar a condensadores de nF. Por medio de la herramienta LTspice se hizo una simulación de respuesta en frecuencia (AC Análisis) del circuito con condensadores entre 50 nF y 400

nF en pasos de 50 nF para cada R_{TIA} elegida. Los resultados de estas simulaciones fueron los siguientes:

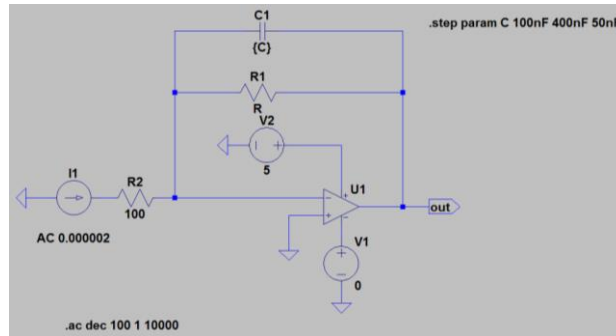


Ilustración 47: Simulación del filtro paso-bajo del LMP91000 para $R_{TIA}=350\text{ k}\Omega$ y $R_{TIA}=270\text{ k}\Omega$

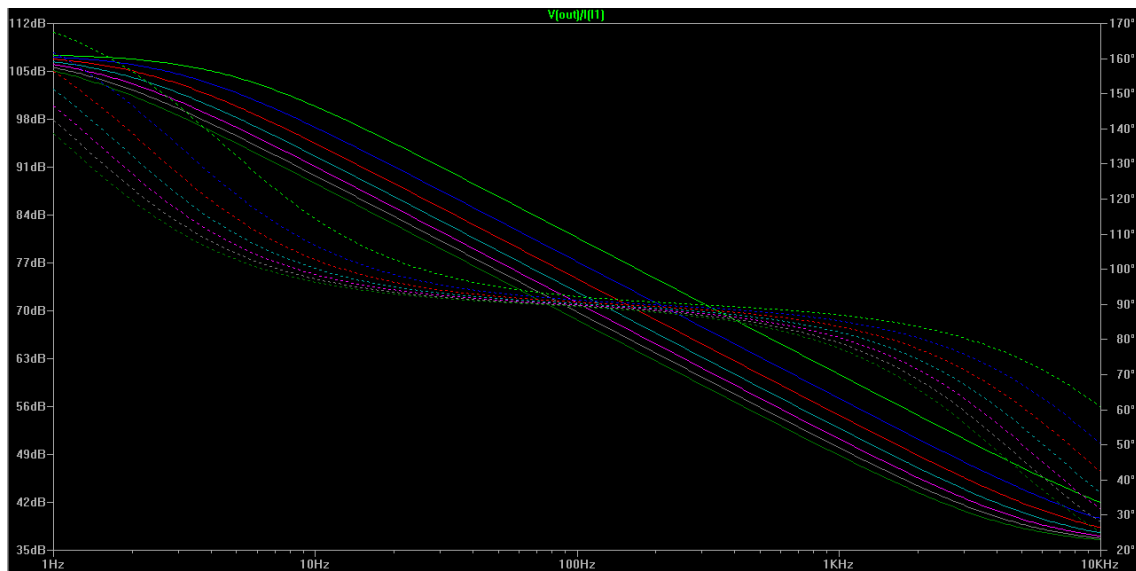


Ilustración 48: Simulación *barrido en frecuencia* para una $R_{TIA} = 350\text{ k}\Omega$ y para cada condensador

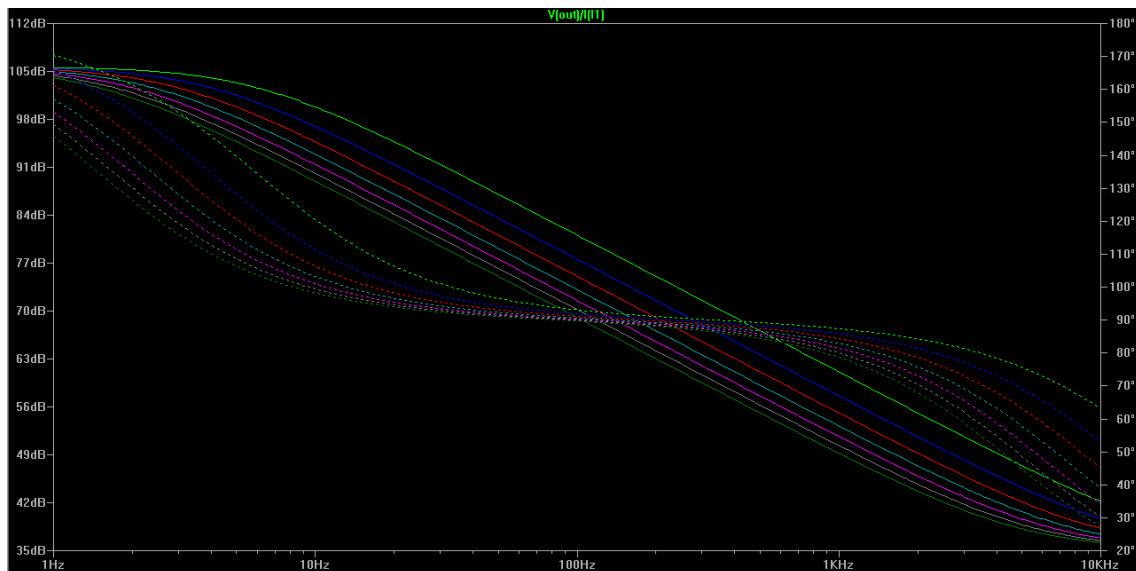


Ilustración 49: Simulación *barrido en frecuencia* para una $R_{TIA} = 270\text{ k}\Omega$ y para cada condensador

CONDENSADOR (nF)	FRECUENCIA (Hz) (350k Ω)	FRECUENCIA (Hz) (270k Ω)
50	9,37	11,97
100	4,72	6,15
150	3,32	4,16
200	2,69	3,27
250	2,30	2,75
300	2,09	2,41
350	1,92	2,215
400	1,80	2,03

Tabla 9: Frecuencia de corte para cada C y R_{TIA} simuladas

Los condensadores más cercanos a las simulaciones y disponibles en el laboratorio que se eligieron para hacer las pruebas fueron: 330 nF, 220 nF, 100 nF y 47 nF cuyas frecuencias de corte calculada teóricamente son:



Ilustración 50: Condensadores elegidos

CONDENSADOR (nF)	FRECUENCIA (Hz) (350k Ω)	FRECUENCIA (Hz) (270k Ω)
47	9,675	12,54
100	4,547	5,89
220	2,066	2,679
330	1,322	1,786

Tabla 10: Frecuencia de corte teórica para cada C y R_{TIA} disponible en el laboratorio

A continuación se pasó a hacer una batería de medidas para cada R_{TIA}, 350 k Ω y 270 k Ω , junto con cada condensador. Primero se midió con el sistema de referencia dando un valor de corriente cercano a 2500 nA al echar la dosis de disolución de 25 μ L y a continuación se pasó a medir con el biosensor de alcohol respectivamente manteniendo siempre las mismas condiciones de medida.

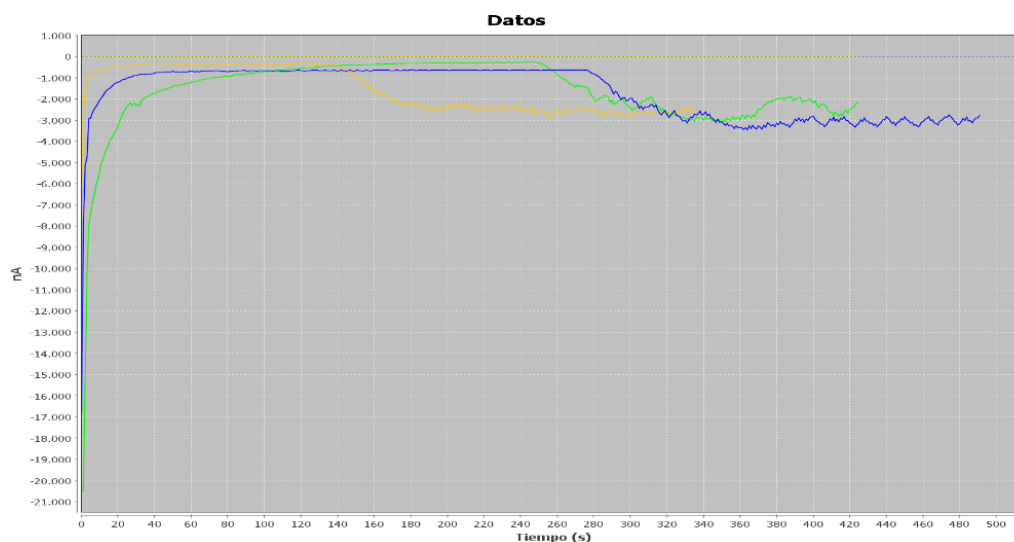


Ilustración 51: Medidas V_{OUT} del potenciómetro InBea realizadas con el biosensor de alcohol

Las tablas que se muestran a continuación recogen el ruido pico a pico y el cambio de la corriente para la batería de pruebas hecha con el biosensor de alcohol:

CONDENSADORES (nF)	RUÍDO (nA) (350 k Ω)	RUÍDO (nA) (270 k Ω)	CORRIENTE (nA) (350 k Ω)	CORRIENTE (nA) (270 k Ω)
Sin condensador	878,92	1084,9	3683,4	2875,8
330	111,6	271	3320	3743
220	117,7	217	3877,9	2718
100	237	470	1521	976
47	446,4	724	4326	2194

Tabla 11: Resumen del detalle de ruido y el cambio de corriente de la señal tras la dosis para $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y $R_{TIA} = 270 \text{ k}\Omega$

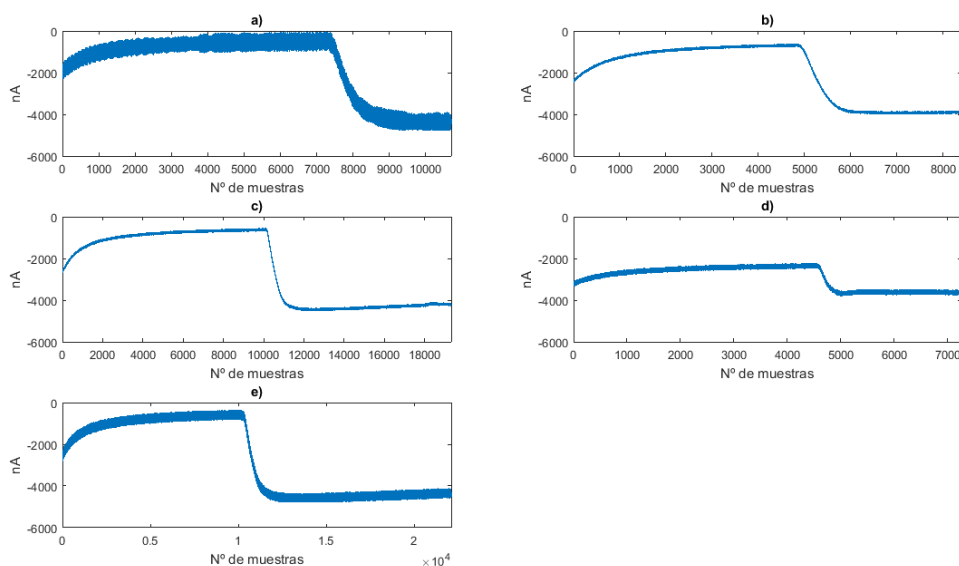


Ilustración 52: Señal V_{OUT} para una $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330 \text{ nF}$ c) $C = 220 \text{ nF}$ d) $C = 100 \text{ nF}$ e) $C = 47 \text{ nF}$

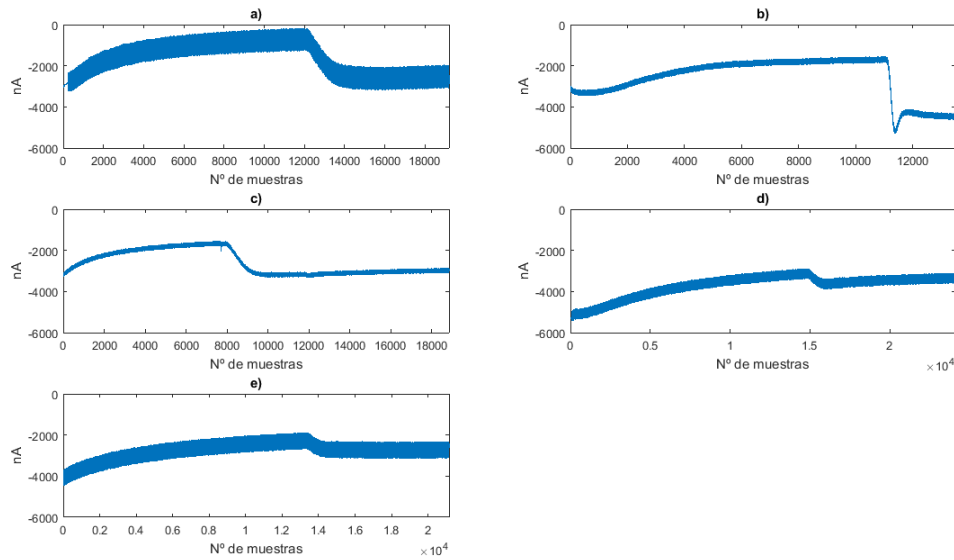


Ilustración 53: Señal V_{OUT} y detalle del ruido para una $R_{TIA} = 270 \text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330 \text{ nF}$ c) $C = 220 \text{ nF}$ d) $C = 100 \text{ nF}$ e) $C = 47 \text{ nF}$

Como se puede observar en la tabla 11, hay una diferencia notable entre los resultados del detalle de ruido para $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y $R_{TIA} = 270 \text{ k}\Omega$ y las diferentes combinaciones de condensadores. Sólo con la comparativa de las R_{TIA} ya se podría decir que la señal sale con menos ruido cuanto mayor sea la R_{TIA} y descartar, por tanto, la $R_{TIA} = 270 \text{ k}\Omega$. En lo que a los condensadores se refiere, la diferencia es muy pequeña entre $C = 330 \text{ nF}$ y $C = 220 \text{ nF}$ y ambas se podrían utilizar en nuestro sistema.

Por tanto, la resistencia R_{TIA} y el condensador que finalmente necesitaremos para crear nuestro filtro analógico paso-bajo será la combinación de la resistencia interna $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y el condensador $C = 330 \text{ nF}$ por haber dado algo de menos ruido a la salida del LMP91000 y porque da un incremento de corriente de 3320 nA cercano a lo obtenido en nuestro sistema de referencia.

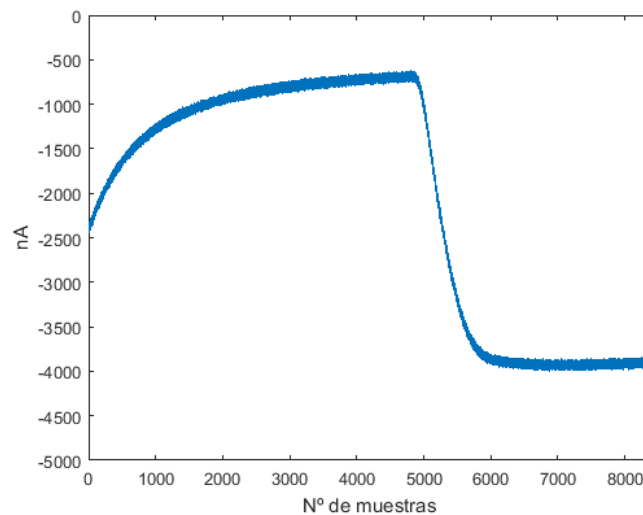


Ilustración 54: Señal V_{OUT} para la combinación de $R_{TIA} + C$: $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y $C = 330 \text{ nF}$

4.2.3. Integración del ADS1114 y del filtro digital

Continuando con la idea de mejorar el ruido de nuestro sistema, se quiso estudiar la resolución y velocidad de muestreo del ADC interno del microcontrolador (y ver si era necesario añadir un ADC externo) y por otro lado, incorporar el filtro digital en el que se basa el potenciómetro InBea: filtro de Savitzky-Golay.

El conversor del microcontrolador (42) del Arduino LilyPad tiene una resolución de 10 bits, es decir, que convierte una entrada analógica en un valor digital de 10 bits. Para obtener una resolución máxima se requiere una frecuencia de reloj a la entrada del ADC de entre 50 KHz y 200 KHz. Este valor se genera dividiendo el reloj principal del microcontrolador, 8 MHz, entre los *prescaler* que se definen a continuación:

Table 24-5. ADC Prescaler Selections

ADPS2	ADPS1	ADPS0	Division Factor
0	0	0	2
0	0	1	2
0	1	0	4
0	1	1	8
1	0	0	16
1	0	1	32
1	1	0	64
1	1	1	128

Tabla 12: Tabla con la configuración de los diferentes *prescaler* (42)

Los tres bits a modificar corresponden a la selección del *prescaler* del ADC del registro ADCSRA: control y estados de registro del ADC. Por defecto, el *prescaler* es de un factor de 64.

Con el electrodo de carbono vitrificado y una R_{TIA} interna de 350 k Ω , sin condensador, se quiso ver a qué frecuencia de trabajo del ADC era la que nos podría dar mejores resultados. La dosis utilizada para las pruebas fue de 25 μ L.

A continuación, se muestran los resultados:

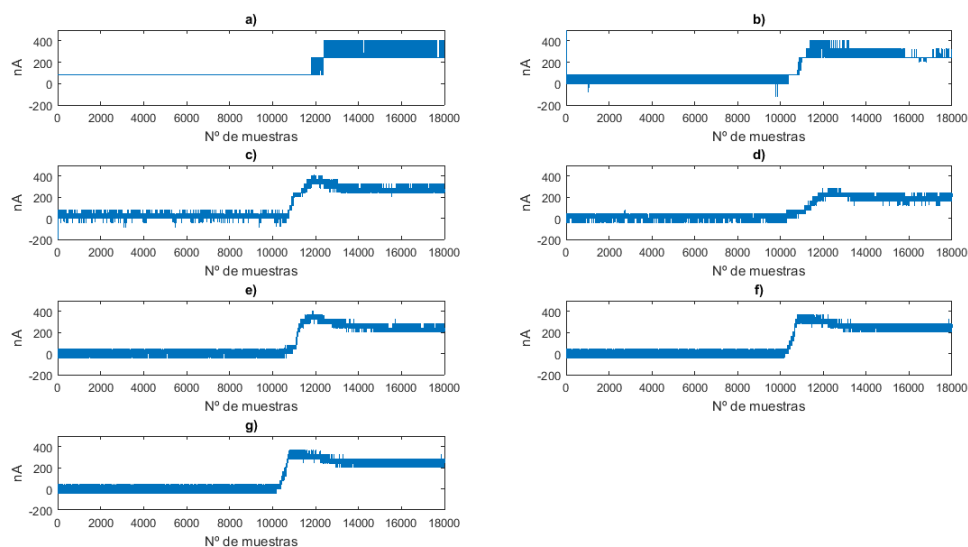


Ilustración 55: Señal V_{OUT} con el ADC interno para a) *Prescaler* de 2 b) *Prescaler* de 4 c) *Prescaler* de 8 d) *Prescaler* de 16 e) *Prescaler* de 32 f) *Prescaler* de 64 g) *Prescaler* de 128

Al activarse el ADC, la primera conversión tarda 25 ciclos de reloj y las siguientes conversiones a 13 ciclos de reloj:

Condition	Sample & Hold (Cycles from Start of Conversion)	Conversion Time (Cycles)
First conversion	13.5	25
Normal conversions, single ended	1.5	13
Auto Triggered conversions	2	13.5

Tabla 13: Ciclos de conversión para el ADC interno del microcontrolador del Arduino Lilypad (42)

PRESCALER	FRECUENCIA ENTRADA RELOJ ADC (Hz)	FRECUENCIA POR CICLO (13 CICLOS) (KHz)
128	62500	4,80
64	125000	9,61
32	250000	19,23
16	500000	38,46
8	1000000	76,92
4	2000000	153,84
2	4000000	307,69

Tabla 14: Frecuencia de entrada de reloj del ADC interno del microcontrolador y frecuencia por ciclo

Se puede observar tanto en las pruebas con el electrodo de carbono vitrificado como con el cálculo teórico de la frecuencia de entrada de reloj del ADC que aquellos *prescaler* que nos darían la máxima resolución serían el de 64 y 128 ya que ambos generan una frecuencia a la entrada del reloj del ADC entre 50 kHz y 200 kHz.

Finalmente, debido a que la resolución proporcionada no fue suficiente para los *prescaler* de mayor resolución, se decidió integrar un ADC externo, ADS1114, para conseguir una mayor resolución de la señal del sistema.

El conversor ADS1114 (41) cuenta con una resolución de 16 bits y un parámetro en el registro de configuración que te permite programar la velocidad de datos de la conversión. La hoja de características nos indica que el rendimiento del ruido mejora en un ADC delta-sigma cuando se reduce la velocidad de los datos de salida porque se promedian más muestras del modulador interno, al aumentar la velocidad de sobremuestreo para producir un resultado de conversión.

Las pruebas se hicieron con el sensor de alcohol y el diseño definitivo del filtro analógico paso-bajo del LMP91000: una R_{TIA} interna de 350 k Ω y un condensador de 330 nF. La dosis empleada fue de 50 μ L; el doble a la habitual porque la disolución de etanol llevaba demasiado tiempo hecha y con el tiempo el etanol se evapora y el cambio de corriente de la señal V_{OUT} es menor. A continuación se pueden ver los resultados para los diferentes SPS (*Sample Per Second*):

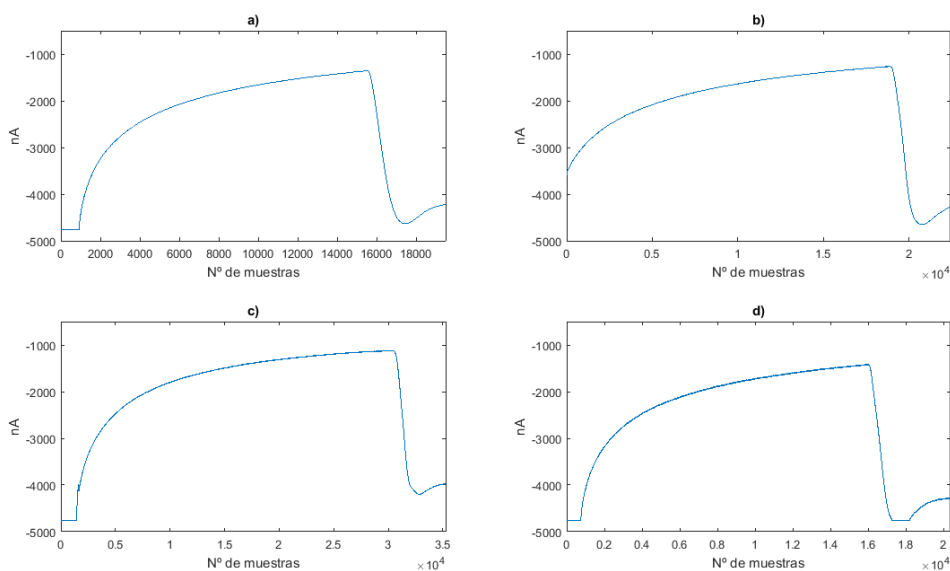


Ilustración 56: Señal V_{OUT} con ADC externo para a) SPS = 8 b) SPS = 18 c) SPS = 32 d) SPS = 64

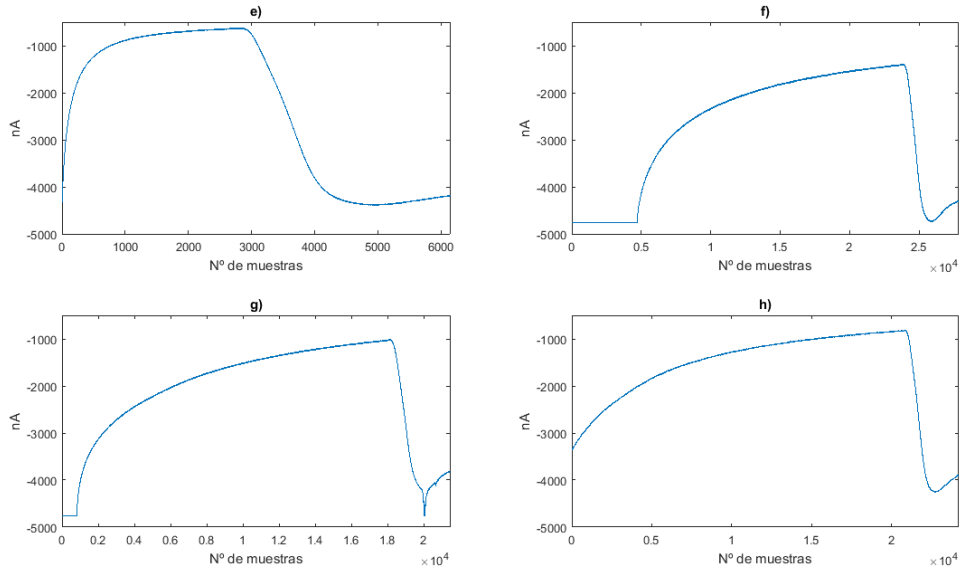


Ilustración 57: Señal V_{OUT} con ADC externo para e) SPS = 128 f) SPS = 250 g) SPS = 475 h) SPS = 860

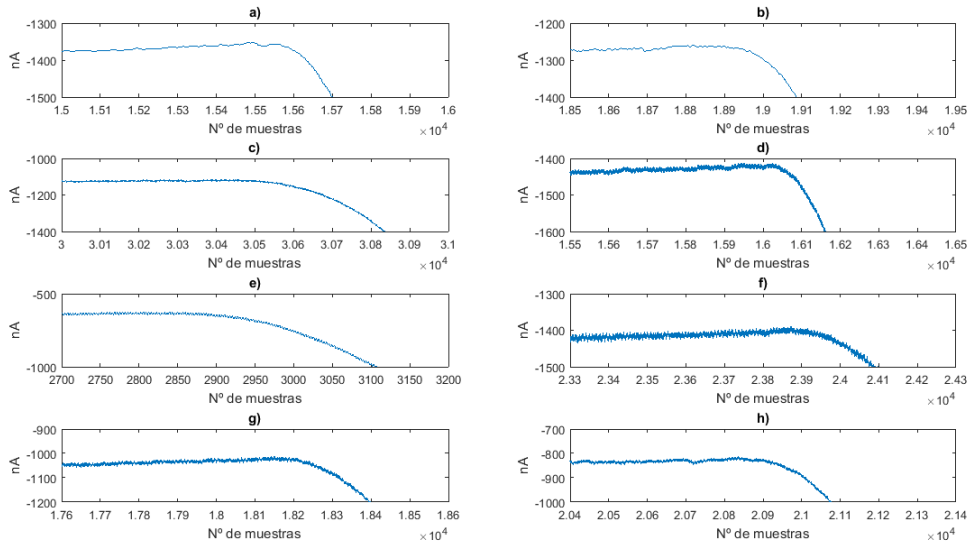


Ilustración 58: Detalle del ruido con ADC externo para a) SPS = 8 b) SPS = 18 c) SPS = 32 d) SPS = 64 e) SPS = 128 f) SPS = 250 g) SPS = 475 h) SPS = 860

DATA RATE (SPS)	RUIDO (nA)
8	3
16	4
32	9
64	12
128	18
250	23
475	19
860	15

Tabla 15: Ruido de la señal V_{OUT} para los diferentes Data Rate del ADC externo

Se comprobó con un osciloscopio el tiempo de conversión para un SPS de 8 y un SPS de 860. Como se puede observar, el tiempo de conversión es mucho mayor para un SPS pequeño (125 ms) frente a los 6,3 ms para un SPS mayor. Debido a que la ventana de filtrado del modulador es mayor, recogiendo más muestras para su promediado y la salida, por tanto, se suaviza, el tiempo de conversión es mayor.

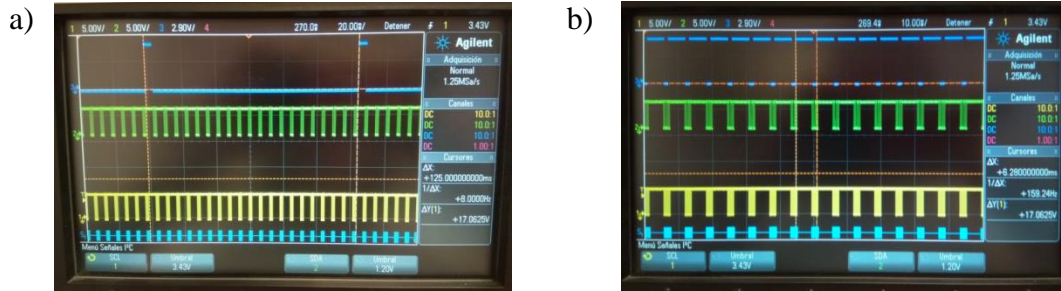


Ilustración 59: a) Tiempo de conversión para un SPS = 8 b) Tiempo de conversión para un SPS = 860

Además del filtro hardware, se decidió incluir un filtrado digital basado en el filtro Savitzky-Golay explicado previamente en el apartado 3.1.3.

Las pruebas se hicieron para los tamaños de ventana $m = 5$, $m = 7$ y $m = 9$ que se muestran en la tabla 2 desarrollando en los tres casos el polinomio cuadrático. Se utilizó el sensor de alcohol, el LMP91000 con el diseño final del filtro analógico paso-bajo con $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y condensador $C = 330 \text{ nF}$ y se probó tanto con el ADC interno del microcontrolador como con el ADC externo y decidir, así, finalmente qué ADC usar. La dosis utilizada fue de $25 \mu\text{L}$.

Para $m = 5$:

$$Y_j = \frac{1}{35}(-3y_{j-2} + 12y_{j-1} + 17y_i + 12y_{j+2} - 3y_{j+2})$$

Ecuación 4: Ecuación para el suavizado de la señal para una ventana $m = 5$

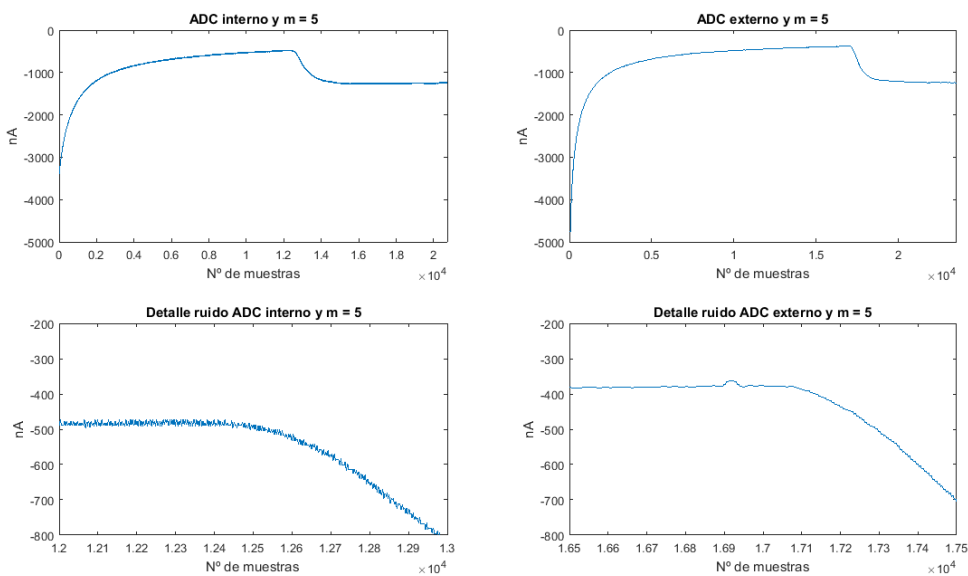


Ilustración 60: Señal con filtro digital $m= 5$ para ambos ADCs

Para $m = 7$:

$$Y_j = \frac{1}{21}(-2y_{j-3} + 3y_{j-2} + 6y_{j-1} + 7y_j + 6y_{j+1} + 3y_{j+2} - 2y_{j+3})$$

Ecuación 5: Ecuación para el suavizado de la señal para una ventana $m = 7$

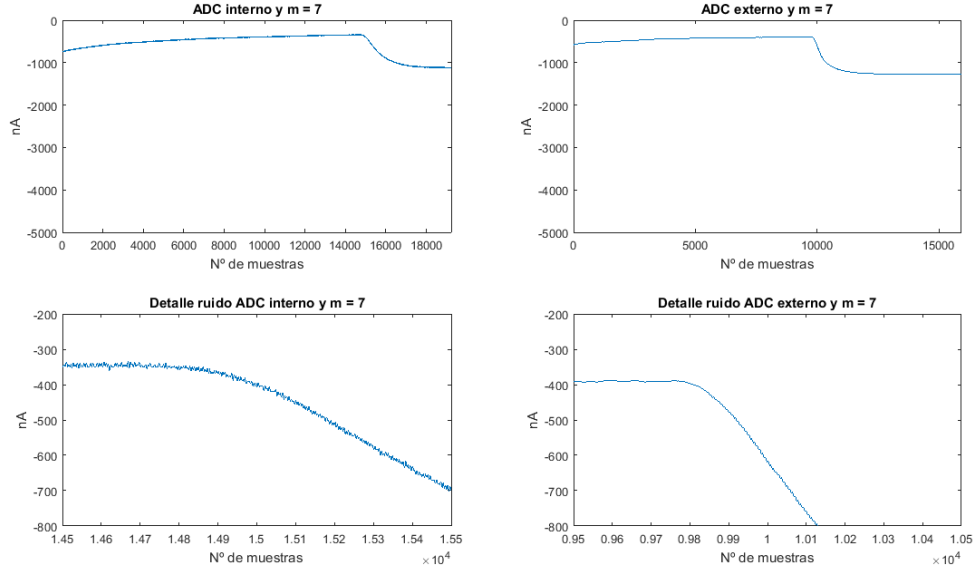


Ilustración 61: Señal con filtro digital $m=7$ para ambos ADCs

Para $m = 9$:

$$Y_j = \frac{1}{231}(-21y_{j-4} + 14y_{j-3} + 39y_{j-2} + 54y_{j-1} + 59y_j + 54y_{j+1} + 39y_{j+2} + 14y_{j+3} - 21y_{j+4})$$

Ecuación 6: Ecuación para el suavizado de la señal para una ventana $m = 9$

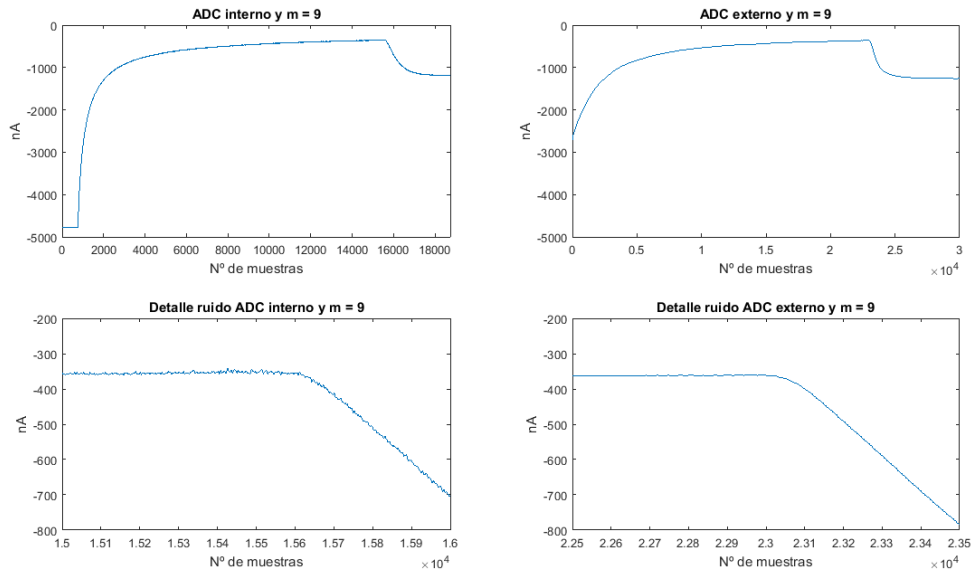


Ilustración 62: Señal con filtro digital $m=9$ para ambos ADC

RUIDO (nA)					
m = 5		m = 7		m = 9	
ADC INTERNO	ADC EXTERNO	ADC INTERNO	ADC EXTERNO	ADC INTERNO	ADC EXTERNO
18,7	1,6	16,7	1,5	14,5	1,3

Tabla 16: Tabla comparativa de ruido para las diferentes ventanas del filtro digital y los ADCs interno y externo

Tras el estudio se observó que aunque con el ADC interno del propio Arduino LilyPad se podía llegar a la máxima resolución, un ADC externo con un SPS pequeño conseguía suavizar la señal V_{OUT} incluso tras un filtrado analógico ya previo sin pérdida de información relevante. A pesar de ello, se quiso probar si el ADC interno era suficiente tras un filtrado analógico y digital (iguales para ambos ADCs) y como se puede observar en la tabla anterior, el mínimo ruido se conseguía con el ADC externo ADS1114 programado con un SPS de 8 y un filtrado digital con un tamaño de ventana de $m = 9$.

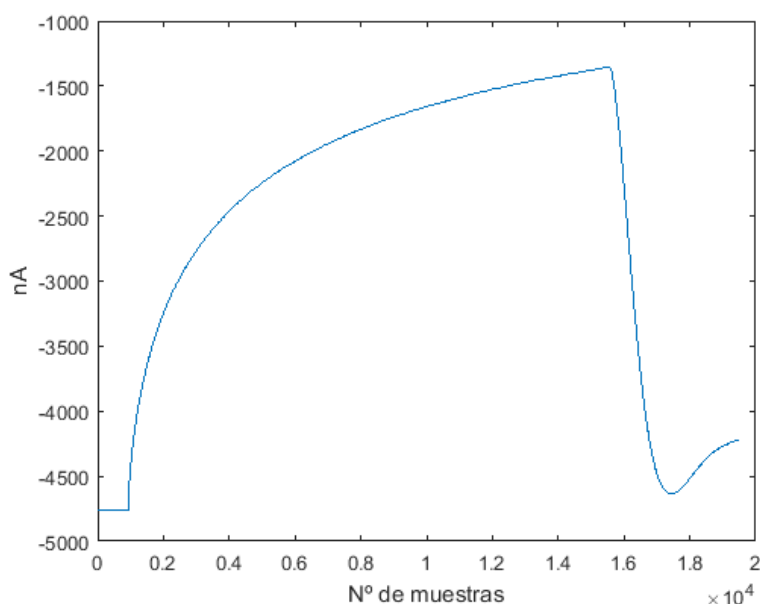


Ilustración 63: Señal V_{OUT} para la configuración final de nuestro sistema: ADC externo con SPS de 8 y un filtro digital con un tamaño de ventana de $m = 9$

4.2.4. Sistema completo

La configuración definitiva quedó de la siguiente manera: un potenciómetro LMP91000 con un filtro digital analógico formado por una R_{TIA} de 350 k Ω y un condensador $C = 330$ nF; un conversor analógico-digital ADS1114 con SPS programable de 8 y un filtro digital Savitzky-Golay con un tamaño de ventana de filtrado de $m = 9$.

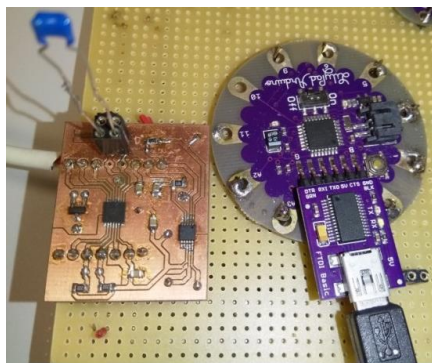


Ilustración 64: Sistema final conectado al PC a través de UART para la lectura de los datos del sensor

El experimento final se realizó primero con el sistema de referencia InBea, ilustración 64, y a continuación con el sistema implementado y la configuración definitiva, ilustración 65. En ambos casos, para mantener en la medida de lo posible las mismas condiciones de trabajo, se echó una dosis de 25 μL de la disolución de etanol al recipiente-mezclador con los tres electrodos sumergidos en 30 mL de tampón fosfato.

En ambos casos el procedimiento consistió en dejar que el sistema se estabilizara y echar la dosis. Se puede observar un cambio de corriente tras la reacción electroquímica y nuevamente el sistema se vuelve a estabilizar. Aclarar que el tampón fosfato ($\text{pH} = 7.2$) del recipiente se cambia entre experimentos.

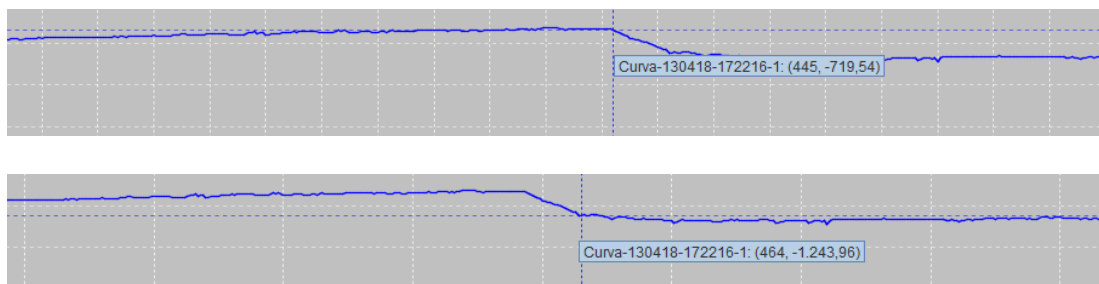


Ilustración 65: Cambio de corriente en la señal del potenciostato InBea tras echar una dosis de 25 μL de disolución de etanol

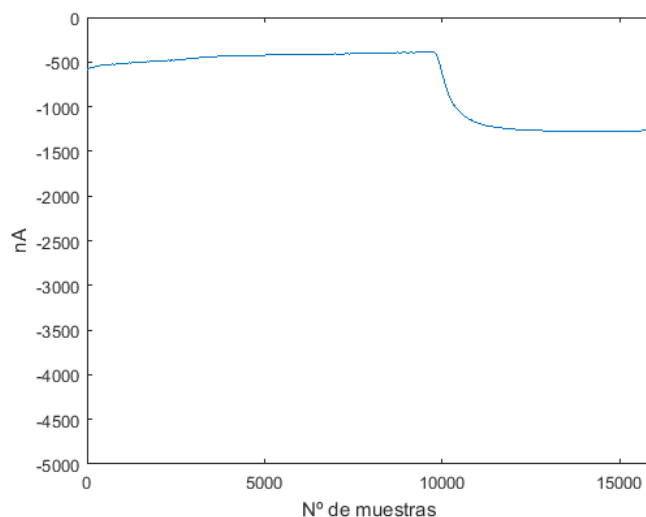


Ilustración 66: Señal del sistema implementado final tras echar dos dosis de 25 μL de disolución de etanol

CORRIENTE (nA)	
SISTEMA DE REFERENCIA	SISTEMA IMPLEMENTADO
DOSIS 1	DOSIS 1
524	730

Tabla 17: Tabla comparativa entre el sistema de referencia y el sistema desarrollado

4.3. Software

4.3.1. Arduino

El lenguaje de programación de Arduino está basado en C++. Este lenguaje de programación se divide en tres partes principales: funciones para el control de la placa Arduino y realización de cálculos; variables donde se definen el tipo de dato y las constantes y estructuras que contienen el código C++: bucles, condicionales... El entorno de Arduino también se puede ampliar mediante el uso de bibliotecas proporcionando funcionalidades adicionales. Para cualquier duda respecto del código se ha consultado la referencia de Arduino (55).

A continuación, se muestran las partes principales del código de Arduino elaborado para el correcto funcionamiento de nuestro sistema:

- **Programación del potenciómetro LMP91000 y comunicación I²C**

La biblioteca *Wire.h* permite comunicarse con dispositivos I²C a través de los pines SCL y SDA.

```
#include <Wire.h>
```

Se creó una función llamada *Metodo_escritura ()* para acceder a los diferentes registros de configuración del LMP91000. Para comenzar una transmisión al dispositivo esclavo con la dirección de 7 bits del bus I²C única especificada en hoja de características del dispositivo se utiliza la función *Wire.beginTransmission ()*. Seguidamente, la función *Wire.write ()* pone en cola los bytes siguientes para su transmisión y se transmiten llamando a la función *Wire.endTransmission ()* (56).

```
void Metodo_escritura (int bus_address,int address_register, int param){
//Abrimos la transmisión
Wire.beginTransmission(bus_address); //dirección del dispositivo 7 bits
Wire.write(address_register);
Wire.write(param);
Wire.endTransmission();
}
```

La función *void setup ()* se utiliza para inicializar variables, el modo de los pines o bibliotecas y sólo se ejecuta una vez, después de cada encendido de la placa. La función *Wire.begin ()* inicializa la biblioteca *Wire.h* para el uso de la comunicación I²C (56). Igualmente definimos la velocidad de nuestro puerto serie: si se quiere comunicar con el

ordenador sería 9600 baudios y para una transmisión por Bluetooth sería de 115200 baudios.

```
void setup() {  
  
  Wire.begin(); //bus i2c  
  Serial.begin(115200); //definimos la velocidad del puerto serie  
  
  //-----CONFIGURAMOS POTENCIOSTATO-----  
  Metodo_escritura(72,0,1); //STATUS  
  Metodo_escritura(72,1,0); //LOCK  
  Metodo_escritura(72,16,31); //TIACN  
  Metodo_escritura(72,17,209); //REFCN  
  Metodo_escritura(72,18,3); //MODECN  
  
}
```

En este apartado configuramos nuestro potenciómetro llamando a la función *Metodo_escritura()*. Esta función contiene tres parámetros: la dirección del bus I²C, la dirección del registro de configuración y el byte de configuración (ver apartado 3.1.2).

- **Programación del conversor ADC ADS1114**

Al igual que se hizo con el potenciómetro, se creó una función de escritura para el conversor ADC. Como sabemos la dirección del bus I²C es única para cada dispositivo por tanto, como la dirección de GND estaba cogida por el LMP91000, la dirección para el ADS1114 sería la de V_{DD}: 1001001.

Siguiendo la misma temática, se transmiten los bytes con la dirección del registro de configuración y los bytes de configuración (ver apartado 3.1.4). La configuración es de 16 bits pero la transmisión se hace agrupando en bytes, 8 bits. Primero se pone en cola los bits más significativos y a continuación los menos significativos (56) (41).

```
void Metodo_escritura_ADC() {  
  
  Wire.beginTransaction(73); //dirección del dispositivo 7 bits  
  Wire.write(1); //Config Register  
  Wire.write(129); //MSB del Config Register  
  Wire.write(3); //LSB del Config Register  
  Wire.endTransmission();  
  
}
```

Dentro de la estructura *void loop()*, que consiste en un bucle que está continuamente ejecutándose, se añade la llamada al método escritura del ADC que permite su configuración. Una vez configurado, abrimos una transmisión y le pasamos la dirección al registro de conversión que contiene los 16 bits de la última conversión realizada. Para acceder a esa conversión, se utiliza la función *Wire.requestFrom()* utilizado por el dispositivo maestro para solicitar bytes al dispositivo esclavo. Los parámetros que necesita son la dirección del bus I²C del dispositivo y la cantidad de bytes que quiero leer. Como son 16 los bits de la conversión, se dividen en grupos de 8 bits: los primeros 8 bits más significativos y los siguientes 8 bits menos significativos. De ahí que se pidan dos bytes para leer (56) (57).

Mientras que el canal esté disponible se realizan las lecturas de los dos bytes con la función *Wire.read()*. Dentro del mismo proceso de lectura, realizamos el cambio de formato del valor recibido tras la conversión y lo pasamos a voltios (ver apartado 3.1.6). Finalmente aplicamos la ley de Ohm, quitándole la tensión offset, para obtener la corriente producida en el sensor.

```

void loop() {

  Metodo_escritura_ADC();

  Wire.beginTransmission(73);
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission();

  Wire.requestFrom(73,2); //le indico los bytes que quiero leer

  while(Wire.available())
  {
    data[0]=Wire.read(); //Primer byte
    data[1]=Wire.read(); //Segundo byte
    uint16_t cambio = ((data[0] << 8) | data[1]);
    float med_voltios = (cambio*6.1438)/32767;
    c2_amp_P = (med_voltios-1.67)/350000;

  }
}

```

- **Programación del filtro digital**

El filtro digital consta de dos funciones principales: la función *AnadirElemento ()* y *FiltroDigital ()*. La función *AnadirElemento ()* es el array o ventana que nos va a permitir almacenar la corriente tras el proceso de conversión del ADC. El tamaño de la ventana para este caso es de 9 valores. Para probar el resto de tamaños de la ventana $m = 5$ y $m = 7$, se modificaron estas funciones para los valores respectivos de convolución y ecuación. Primero se rellena el array cuyo tamaño viene definido por el tamaño de la ventana, $m = 9$. Una vez relleno, se hace lo siguiente: cuando aparece un nuevo valor, se desecha el primer valor guardado por la izquierda, se mueve una posición el resto de valores hacia la izquierda y el nuevo valor entra en la última posición. La función *FiltroDigital ()* representa la ecuación cuadrática para una ventana $m = 9$. El filtrado comienza tras tener el array completo. El resultado es pasado a nanoamperios y se transmite como un string vía Bluetooth con el comando *Serial.print ()* cada segundo.

Las funciones se llaman desde la estructura *void loop ()*.

```

void AnadirElemento(float valor){
  c=c+1;
  if (c>=10){
    for (int j=0;j<9;j++){
      array_tension[j]=array_tension[j+1];
    }
    array_tension[8] = valor;

  }else {
    array_tension[c-1] = valor;
  }
}

void FiltroDigital(){

  a= (-21*array_tension[jj-4]);
  b= (14*array_tension[jj-3]);
  e= (39*array_tension[jj-2]);
  f= (54*array_tension[jj-1]);
  g= (59*array_tension[jj+0]);
  h= (54*array_tension[jj+1]);
  i= (39*array_tension[jj+2]);
  j= (14*array_tension[jj+3]);
  k= (-21*array_tension[jj+4]);
  suma=(a+b+e+f+g+h+i+j+k);
  factor_norm = (r/p);
  y_filtrada= factor_norm*suma;
}

```



```

AnadirElemento(c2_amp_P);

if(c>9){
    FiltroDigital();
    float y_filtrada_2=y_filtrada*1000000000;
    String a = String(y_filtrada_2) + "\n";
    Serial.print(a);
    delay(1000);
}

```

- **Programación del pin ALERT/RDY**

Para conocer el tiempo de conversión de nuestro ADC externo, fue necesario crear dos funciones que permitieran configurar el pin ALERT/RDY. La función *metodo_Lo* () configura el registro *Lo_thresh* () poniendo el bit más significativo a 0 y la función *metodo_Hi* () configura el registro *Hi_thresh* poniendo a 1 el bit más significativo. Las funciones se llaman desde la estructura *void loop* ().

```

void Metodo_Lo(){
    Wire.beginTransaction(73);
    Wire.write(2);
    Wire.write(0);//MSB
    Wire.write(0);//LSB
    Wire.endTransmission();
}
void Metodo_Hi(){
    Wire.beginTransaction(73);
    Wire.write(3);//MSB
    Wire.write(255);//LSB
    Wire.write(255);
    Wire.endTransmission();
}

```

4.3.2. Aplicación Android

La aplicación Android requería una comunicación Bluetooth entre dos dispositivos unidireccional. Para ello partimos de un ejemplo de una comunicación Bluetooth bidireccional (58). La Android Bluetooth API (Interfaz de Programación de Aplicaciones) nos proporciona acceso a las diferentes funcionalidades de Bluetooth como buscar otros dispositivos Bluetooth y autodescubrimiento, consultar los dispositivos sincronizados, establecer canales RFCOMM y transferir datos tanto unidireccionales como bidireccionales (59).

La aplicación comienza con una pantalla de bienvenida, llamada splash-screen, de duración 3 segundos. Es necesario editar la imagen de bienvenida a una imagen de mapa de bits extensible para que se redimensione al tamaño asignado con la herramienta draw9patch disponible en el SDK de Android. Es necesario definir layout en un .xml y declararlo en la actividad principal (MainActivity.java) de la app para su gestión.

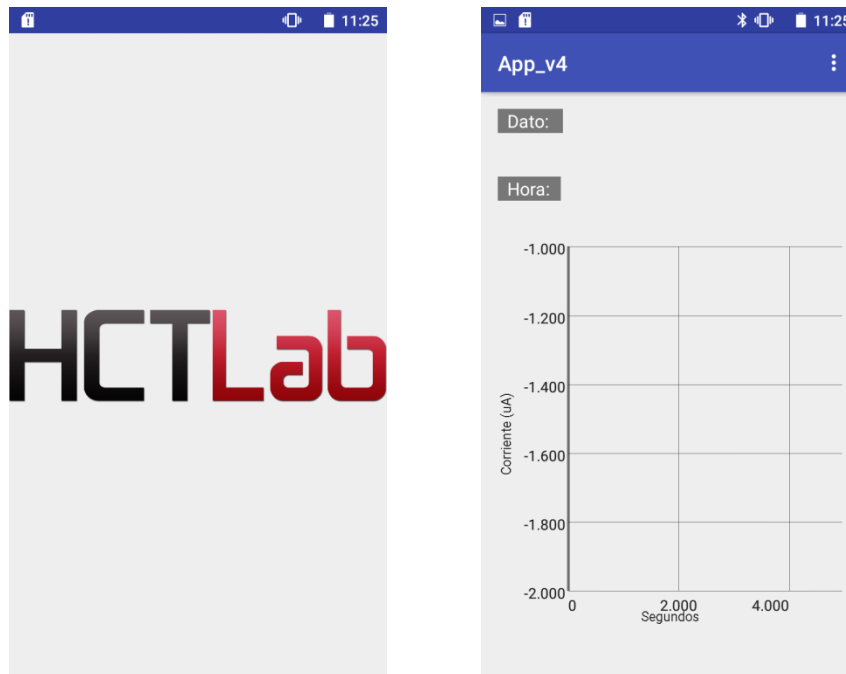


Ilustración 67: La primera imagen representa la pantalla de bienvenida o splash-screen y la segunda imagen la aplicación

Todas las API para una conexión Bluetooth se encuentran definidas en el paquete `android.bluetooth`. Las tareas principales para establecer una conexión Bluetooth son las siguientes:

La clase *BluetoothAdapter* es necesaria para cualquier actividad que requiera una conexión Bluetooth. Para obtener el adaptador de Bluetooth del dispositivo se llama al método *getDefaultAdapter()*. Desde esta clase se puede comprobar si el Bluetooth se encuentra habilitado llamando al método *isEnabled()*. En el caso de querer habilitarlo se llama a *startActivityForResult()* y se le pasa la intent de acción *ACTION_REQUEST_ENABLE*. Esto generará una solicitud para habilitar el Bluetooth a través de los ajustes de sistema del teléfono (59).

Con esta clase también se puede buscar dispositivos Bluetooth remotos mediante la detección de dispositivos o consultar la lista de dispositivos sincronizados. Para llevar a cabo el procedimiento de detección o escaneo, un dispositivo Bluetooth sólo responde a la solicitud de detección si está habilitado para ser detectable. En ese caso compartirá información, como el nombre del dispositivo, su clase y su dirección MAC única, como respuesta a la solicitud y se establecerá una conexión. A continuación, se presentará automáticamente al usuario una solicitud de sincronización y una vez que los dispositivos estén sincronizados, la información proporcionada se guarda y se puede establecer una conexión sin tener que realizar una detección (59).

Hay que tener en cuenta que para que dos dispositivos estén sincronizados ambos tienen que saber de su existencia mutuamente y tener una clave de vinculación compartida que pueda usarse para la autenticación. Para que haya una conexión ambos dispositivos tienen que compartir un canal RFCOMM y ser capaces de transmitir datos entre ellos (46). RFCOMM, Radio Frequency Communication, es un conjunto de protocolos de transporte que proporciona conexiones simultáneas para dispositivos Bluetooth (60).

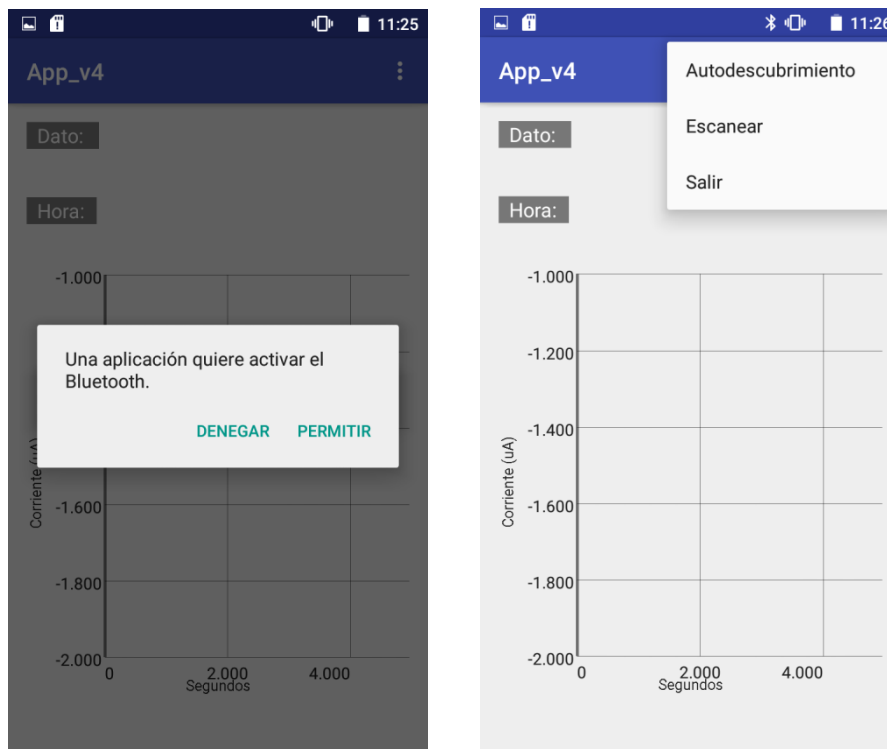


Ilustración 68: Solicitud para habilitar el Bluetooth y desplegable para iniciar un escaneo de dispositivos remotos o hacerse visible para otros dispositivos.

Para consultar los dispositivos sincronizados, se llama al método *getBondedDevices ()*. Para detectar dispositivos se llama a *startDiscovery ()*. La aplicación registra mediante un *BroadcastReceiver* para la intent *ACTION_FOUND* para recibir la información de cada dispositivo detectado. Dentro de este intent se incluye un *EXTRA_DEVICE* que contiene un *BluetoothDevice*, es decir, el dispositivo remoto Bluetooth y el cual te permitirá crear la conexión. La información que se requerirá del *BluetoothDevice* será la dirección única MAC (59).

En el caso de que queramos hacer que nuestro dispositivo local sea detectable para otros dispositivos se llama al método *startActivityForResult (Intent, int)* con la intent de acción *ACTION_REQUEST_DISCOVERABLE*. Esto te devuelve una solicitud para habilitar la detección. Por defecto nuestro dispositivo local será detectable durante 120 segundos (59). En nuestra aplicación la duración es de 60 segundos.

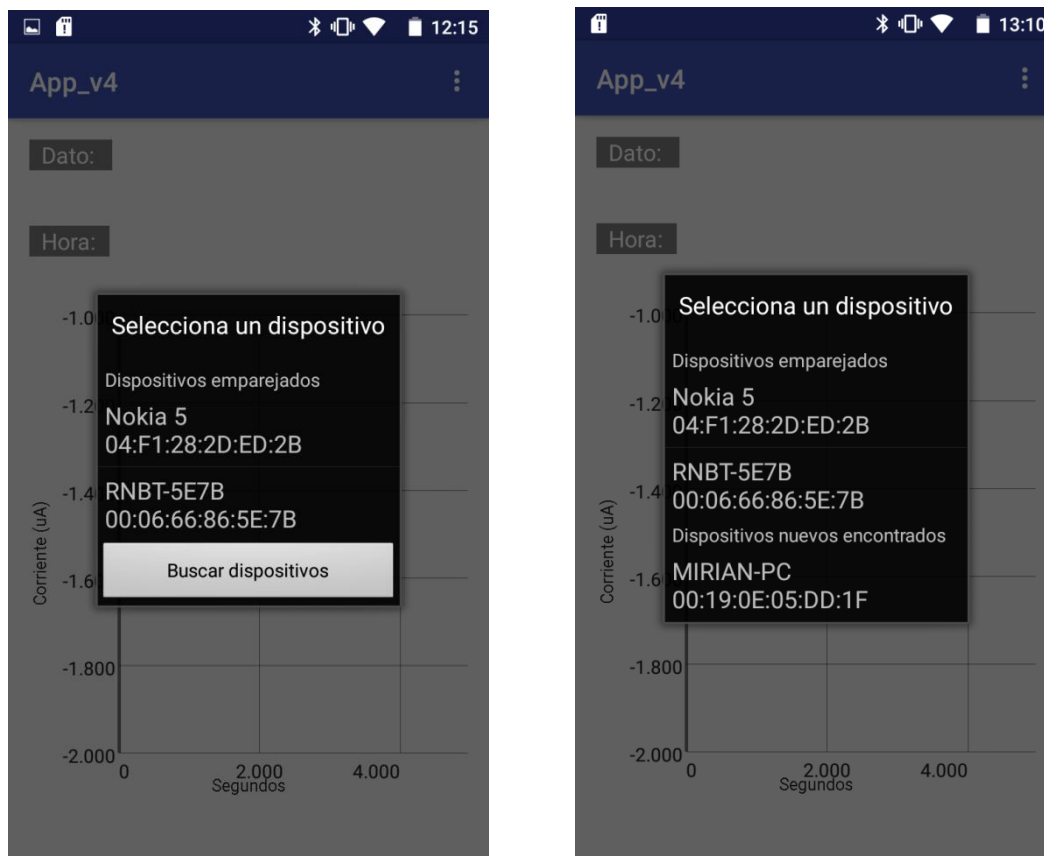


Ilustración 69: La primera imagen muestra los dispositivos ya emparejados o sincronizados y la segunda imagen muestra los dispositivos remotos detectados



Ilustración 70: Solicitud para hacer visible el dispositivo local durante 60 segundos

Con el fin de iniciar una conexión con un dispositivo remoto (este dispositivo remoto mantendrá un socket de servidor abierto) tenemos que crear una conexión como cliente. Para ello lo primero es crear un objeto *BluetoothDevice* que represente el dispositivo remoto. A partir de este objeto y a través del método *createRfcommSocketToServiceRecord (UUID)* obtenemos un *BluetoothSocket* que se conectará al *BluetoothDevice*. Después se llama al método *connect ()* para inicializar la conexión y mira si el UUID coincide. En ese caso el dispositivo remoto acepta la conexión y compartirá el canal RFCOMM que se usará durante la conexión. El UUID o identificador único universal se emplea para identificar de manera única el servicio Bluetooth de la aplicación. Es lo suficientemente grande para coger cualquiera y que no haya conflicto (59).

La llamada *connect ()* es una llamada de bloqueo así que es recomendable hacerlo en un proceso separado de la actividad principal (59).

Una vez que se ha establecido la conexión entre los dos dispositivos mediante el *BluetoothSocket* obtenemos el *InputStreamReader* (61) (nuestra conexión es sólo cliente) que permite administrar las transmisiones a través del socket mediante el método *getInputStream ()*. Para leer los datos utilizamos el método *BufferedReader* que permite leer caracteres almacenados en un buffer (62). El *string* leído se envía a la actividad principal para ser representado en la gráfica a través del método *appendData ()*, proporcionado por la biblioteca de gráficos de código abierto para Android Graphview (63), que va agregando un único conjunto de datos a los datos actuales.

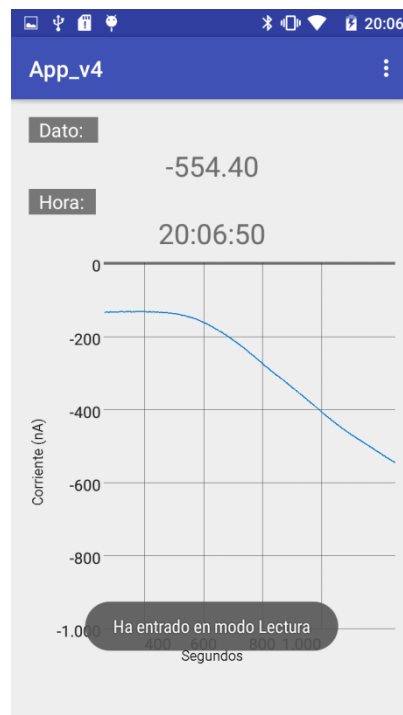


Ilustración 71: Ejemplo de lectura y representación de los datos transmitidos por Bluetooth

Dentro del directorio raíz debe existir el archivo *AndroidManifest.xml*. Este archivo proporciona información sobre la aplicación y que es necesaria para que el sistema pueda ejecutar el código de la aplicación. Principalmente tiene que contener (62):

- Nombra el paquete de Java para la aplicación que sirve como identificador único de la aplicación.
- Describe los componentes de la aplicación (actividades, servicios...), determina los procesos y nombra las clases que se implementan y los mensajes intent con los que pueden funcionar.
- Se declaran los permisos que debe tener una aplicación, el nivel mínimo de Android API y enumera las bibliotecas que se requieren en la aplicación.

El código de la aplicación Android se puede consultar en (64).

4.4. Sistema final, transmisión Bluetooth y representación en App

Una vez visto que el sistema implementado daba resultados cercanos a los del sistema de referencia a través de una conexión vía USB, se pasó a probarlo con la transmisión inalámbrica. Destacar que nuestro sistema se desarrolló sobre una placa de baquelita conectando las diferentes partes a través de pistas de estaño haciendo que el cableado entre sí fuese mínimo para reducir el ruido lo máximo posible.

Primero se probó con el sistema de referencia, echando tres dosis 25 μL de la disolución preparada al recipiente-agitador con los tres electrodos sumergidos en 30 mL de tampón fosfato (pH = 7.2) mostrando los siguientes resultados:

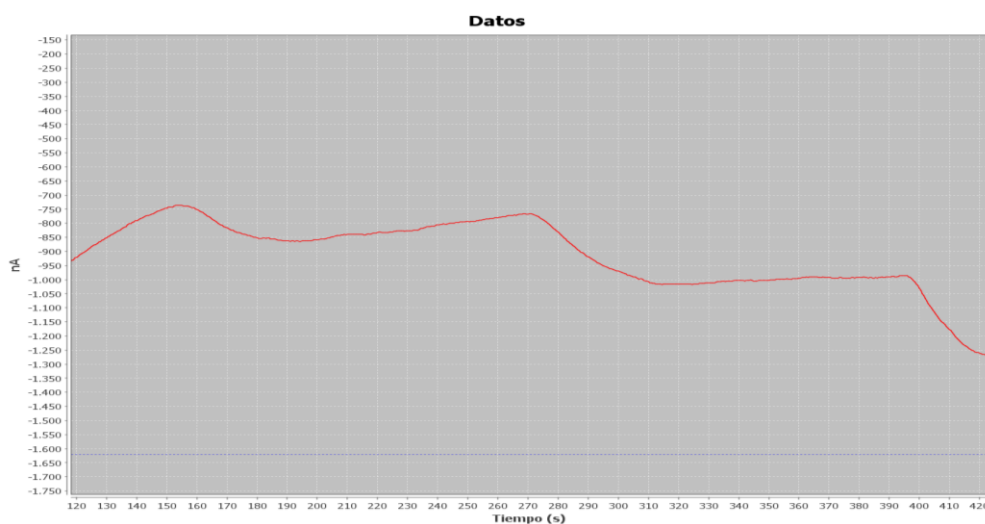


Ilustración 72: Señal del sistema de referencia InBea aumentada tras tres dosis de 25 μL de disolución de etanol

CORRIENTE (nA)		
SISTEMA DE REFERENCIA		
DOSIS 1	DOSIS 2	DOSIS 3
125	240	250

Tabla 18: Corriente generada tras las tres dosis de 25 μL de disolución de etanol

A continuación se repitió el proceso con el sistema implementado y el módulo de Bluetooth conectado para su representación gráfica en tiempo real en la App diseñada.

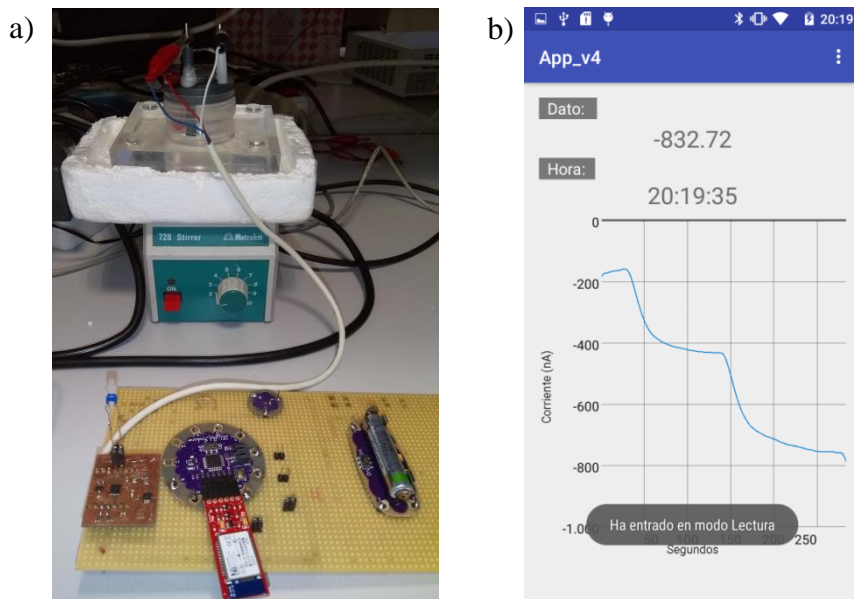


Ilustración 73: a) Sistema final implementado sobre una placa de baquelita b) Representación de dos de las tres dosis de 25 µL en la App

Viendo que el resultado fue óptimo, se pasó a coserlo sobre una superficie de tela uniando las diferentes partes del sistema a través de un hilo conductor. Para evitar pérdidas de tensión se cosió con puntadas pequeñas y a distancias cortas los diferentes elementos como se puede observar en la ilustración 74.

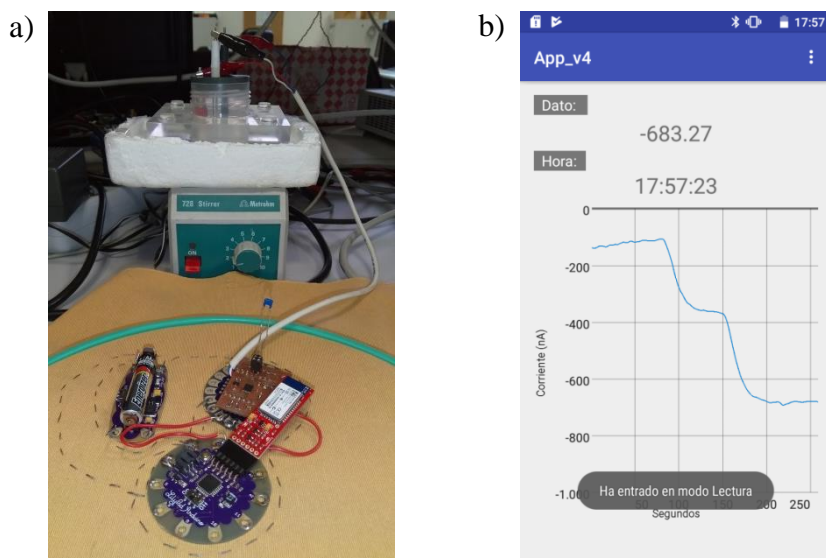


Ilustración 74: a) Sistema final implementado cosido en tela b) Representación de dos de las tres dosis de 25 µL en la App

Las primeras pruebas no fueron satisfactorias debido a que la unión entre los pines SCL y SDA del circuito impreso y sus respectivos en la placa Arduino Lilypad era

demasiado inestable para establecer un 1 o 0 lógico que permitiera la transmisión de los datos a través del I²C. Para solucionarlo fue necesario soldar un cable en cada transmisión como se muestra en la ilustración 74 pero una vez corregido, la transmisión fue satisfactoria aunque con algo más de ruido en comparación con el sistema soldado a una placa de baquelita. Los resultados de las tres dosis de 25 µL para ambos casos se recogen a continuación:

CORRIENTE (nA)					
SISTEMA IMPLEMENTADO EN BAQUELITA			SISTEMA IMPLEMENTADO EN TELA		
DOSIS 1	DOSIS 2	DOSIS 3	DOSIS 1	DOSIS 2	DOSIS 3
250	330	320	200	320	340

Ilustración 75: Resultados de la corriente tras echar las tres dosis de 25 µL en el sistema final tanto en baquelita como en tela

Durante las pruebas finales se observó que nuestro sistema implementado sobreestimaba en torno al 25-30% el incremento de corriente tras echar la dosis en comparación con el sistema de referencia. Esto puede ser causado por diferentes factores externos que introducen este error. Algunos de ellos ya se han comentado a lo largo de la memoria como, por ejemplo, que las medidas no son simultáneas, que el biosensor no es completamente repetitivo, que haya variación involuntaria en las condiciones de medida entre otras posibilidades y/o que cuánto más tiempo se estuviera midiendo con el biosensor, mejores resultados se obtenían. El protocolo de medida establecía que la primera medida se hacía siempre con el sistema de referencia, y las siguientes con nuestro sistema que en varias ocasiones medía más corriente. Además las diferentes adecuaciones realizadas de nuestra señal, como el tipo de suavizado, no son las mismas que utiliza el sistema de referencia InBea; al igual que los componentes usados en nuestro diseño no tienen las mismas características internas que el sistema de referencia pudiendo justificar también estas diferencias encontradas.

Por otro lado, se observó tanto en el sistema de referencia como en el sistema implementado, que la diferencia de corriente medida tras la primera dosis de etanol era más pequeña que las siguientes. Esto se debe a que los biosensores de alcohol, en todos los casos, proporcionan una primera señal de menor intensidad que el resto. Lo que obliga, desde el punto de vista químico, que para calcular correctamente el contenido de alcohol en las muestras se añada antes de realizar la medida, etanol en la disolución de trabajo. Es decir, en estos casos la disolución de trabajo está formada por el tampón fosfato (pH = 7.2) y una cantidad adecuada de etanol para que todas las señales del calibrado sean iguales y en las muestras se proporcione una señal sin error.

Finalmente se ha medido la potencia consumida por el sistema total, y se ha obtenido un consumo de 75 mW, que con una pila de 1,5 voltios que permite una autonomía de nuestro sistema de 60 horas.

5. Conclusiones y trabajo futuro

Este trabajo se caracteriza por ser un trabajo experimental y transversal tras las cuales se han sacado las siguientes conclusiones:

- Se ha conseguido un sistema vestibular miniaturizado que permite medir alcohol y monitorizar la señal en tiempo real a través de una aplicación Android para el móvil vía Bluetooth. Los diferentes acondicionamientos de la señal de salida han permitido generar una señal libre de ruido y similar a la obtenida por el sistema de referencia utilizado.
- Al introducir un filtro analógico paso-bajo restrictivo en el potenciómetro LMP91000, se comprobó que a frecuencias de corte cercanas a 2 Hz disminuía el ruido. De esta manera se eliminaba el ruido, probablemente de origen químico que quedaba fuera de esa banda de frecuencia filtrada.
- El ADC interno del Arduino Lilypad no proporcionaba una resolución suficiente para generar una señal óptima ya que consta de 10 bits de resolución y fue necesario recurrir a uno externo de 16 bits para obtener la mayor resolución posible. Además este ADC externo es de tipo delta-sigma ($\Delta\Sigma$), que se basa en el principio de sobremuestreo.
- En el filtro de Savitzky-Golay se confirmó que cuanto mayor era la ventana de filtrado mayor sería el suavizado de nuestra señal como era de esperar. El tamaño de ventana final elegido fue $m = 9$ donde se consigue un suavizado de la señal sin pérdida de información de interés.
- Debido a la inestabilidad del sistema sobre material textil, la señal obtenida tiene mayor ruido que cuando se trabaja directamente sobre PCB o baquelita. Además el sistema vestibular es demasiado inestable para ser utilizado con comunicaciones I²C que requieren una tensión estable en sus líneas SDA y SCL para que sea capaz de establecer, a partir de las resistencias pull-up, un 1 o 0 lógico permitiendo la transmisión de los datos por este canal.
- El sistema implementado está diseñado para una reacción química muy concreta, por tanto, si se quisiera probar el sistema en otro tipo de reacciones químicas, habría que configurar los parámetros que han sido optimizados para esta.
- Desde el punto de vista electrónico, se ha obtenido un sistema de medida de alcohol portátil y vestibular pero faltaría por adaptar la etapa de sensado.
- En las pruebas finales que se hicieron con el sistema completo se observó en determinadas ocasiones una sobreestimación del incremento de la corriente tras echar la dosis debido, posiblemente, a factores externos y/o a las diferencias hardware o software que pudiera haber entre nuestro sistema y el sistema de referencia. Una posible causa podría estar en el hecho de que el sensor químico midiera mejor cuanto más tiempo estuviera trabajando, y en nuestro protocolo de medida siempre se escogía la primera medida con el sistema de referencia. A continuación, se realizaban las medidas con nuestro sistema, cuando el sensor

químico ya llevaba un tiempo trabajando, por ello es posible que la sobreestimación sea causada por el orden en el protocolo de medida de nuestro trabajo.

- A la hora de hacer medidas consecutivas, se observó que el primer cambio de corriente producido tras la primera dosis de etanol era más pequeño que el producido tras echar las siguientes dosis. Esto se debe a que el recipiente con tampón fosfato ($\text{pH} = 7.2$) ya contenía etanol de las dosis previas mientras que para el primer cambio de corriente sólo había tampón fosfato ($\text{pH} = 7.2$). Por lo que se necesitaría una compensación previa de disolución de etanol en el recipiente para que los tres cambios de corriente fueran exactamente iguales.

Como trabajo futuro se propone lo siguiente:

- Mejora de la aplicación que permita cambiar los valores de configuración desde la App sin tener que ir al código y muestre otros parámetros de interés como la temperatura corporal.
- Adaptar el sistema como potencióstato genérico y se puedan realizar medidas de otras reacciones químicas.
- En el caso de que se quiera continuar con la versión de sistema vestible, se propone investigar nuevas soluciones o materiales que eviten el ruido y la inestabilidad introducida por el material textil.
- Adaptación y optimización del sensor químico al diseño electrónico.
- Estudiar la sobreestimación observada y buscar su procedencia o mejora.

REFERENCIAS

1. DGT, Dirección General de Tráfico. Siniestralidad Vial. España 2017. <http://www.dgt.es>.
2. OMS, Organización Mundial de la Salud. Paquete de medidas técnicas de seguridad vial. 2017. <https://stopaccidentes.org>.
3. Arduino, Foundation. What is Arduino? <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction#>.
4. Arduino Lilypad Simple. Arduino. <https://store.arduino.cc/lilypad-arduino-simple>.
5. *A novel non-invasive electrochemical biosensing device for in situ determination of the alcohol content in blood by monitoring ethanol in sweat*. M. Gamella, S. Campuzano, J. Manso, G. González de Rivera, F. López-Colino, A.J. Reviejo, J.M. Pingarrón. 7, s.l. : elsevier, 2014.
6. Dispositivos wearables. <http://www.dispositivoswearables.net/>.
7. EyeTap. <http://www.eyetap.org/>.
8. Prof. Steve Mann. *Toronto University*. <http://www.eecg.toronto.edu/~mann/>.
9. Mann, Steve. Selected Papers, Research Interests <http://n1nlf-1.eecg.toronto.edu/research.htm>.
10. *GlassEyes: The Theory of Eye Tap Digital Eye Glass*. Mann, Steve. 3, s.l. : IEEE Technology and Society, 2012, Vol. 31. pp. 10-14.
11. Google. GLASS. <https://www.x.company/glass/>.
12. Apple. Apple Watch. <https://www.apple.com/es/watch/>.
13. *Smart and Interactive Textiles*. Jamadar, Saddamhusen. India : Department of Manmade Textile Technology. D.K.T.E'S Textile & Engineering Institute.
14. Ministerio de Defensa. Jornada Monográfica: Materiales textiles y tejidos multifuncionales. 2010. <http://www.tecnologiaeinnovacion.defensa.gob.es>.
15. *A Review Paper on "E-textiles" and its Application*. Ahmed, Tariq. India : University Women's Polytechnic, Aligarh Muslim University.
16. Time. Ralph Lauren Debuts Biometric Shirts at the U.S. Open. 2014. <http://time.com>.
17. ABC. ABC Tecnología. 2014. <https://www.abc.es/tecnologia/20140908/rc-entrenamiento-alto-rendimiento-hace-201409081444.html>.
18. Myontec. <https://www.myontec.com/en/>.
19. Adidas. Adidas ClimaChill. <https://www.adidas.es/ropa-climachill>.
20. Underarmour. Running Shoes. <http://www.underarmour.co.uk/en-gb/mens-ua-speedform-gemini-3-record-equipped-running-shoes/1292814.html>.
21. Luis, I. Q. y G., F. Farrera. Facultad de Química. *Introducción a la electroquímica*. <http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/>.
22. Vicuña, Iñaki Tuñón García de. Departamento de Química Física. *Tema 5. Termodinámica de Procesos Electroquímicos*. <https://www.uv.es/>.
23. Pérez, Claudio González. Open Course Ware. *Ciencias experimentales. Tema 9. Métodos Voltamperométricos*. <http://ocw.usal.es/ciencias-experimentales>.
24. The National Museum of American History. Smithsonian. <http://americanhistory.si.edu/america-on-the-move/essays/automobile-safety>.
25. Archives Online at Indiana University. Indiana University. http://webapp1.dlib.indiana.edu/findingaids/view?doc.view=entire_text&docId=InU-Ar-VAC0762.
26. Obituaries. *Cardiff University*. <http://www.cardiff.ac.uk/obituaries/obituary/tom-jones>.
27. *Noninvasive Alcohol Monitoring Using a Wearable Tattoo-Based Iontophoretic-Biosensing System*. Jayoung Kim, Itthipon Jeerapan, Somayeh Imani, Thomas N. Cho, Amay Bandodkar, Stefano Cinti, Patrick P. Mercier and Joseph Wang. 2016.
28. *A wearable biochemical sensor for monitoring alcohol consumption lifestyle through Ethyl glucuronide (EtG) detection in human sweat*. Selvam, Anjan Panneer, Muthukumar, Sriram y Prasad, Vikramshankar Kamakoti & Shalini. 2015.
29. *Alcohol Recognition by Flexible, Transparent and Highly Sensitive Graphene-Based Thin-Film Sensors*. Xu, Xuezu, y otros, y otros. 2017.
30. *Automated Bioanalyzer Based on Amperometric Enzymatic Biosensors for the Determination of Ethanol in Low-Alcohol Beers*. Eva Vargas, Felipe Conzuelo, M. Asunción

- Ruiz, Susana Campuzano, Víctor Ruiz-Valdepeñas Montiel 1, Guillermo González de Rivera, Fernando López-Colino, Á. Julio Reviejo and José M. Pingarrón. s.l. : MDPI, 2017.
31. Bluetooth. <https://www.bluetooth.com/>.
 32. Sparkfun . *Bluetooth Basic*. <https://learn.sparkfun.com/tutorials/bluetooth-basics>.
 33. Open Handset Alliance. http://www.openhandsetalliance.com/android_overview.html.
 34. Android. <https://www.android.com/>.
 35. Developers Android. *Docs*.
<https://developer.android.com/guide/components/fundamentals.html?hl=es>.
 36. GraphView. <http://www.android-graphview.org/>.
 37. Reviejo, Ángel Julio. *Biosensor de Etanol*. s.l. : Departamento de Química. Universidad Complutense de Madrid.
 38. LMP91000. Texas Instrument. *Datasheet*. www.ti.com.
 39. Design, Gas Sensor Platform Reference. Texas Instrument. *TI Design*. <http://www.ti.com/>.
 40. *Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures*. Savitzky, Abraham y Golay, Marcel J. E. 8, s.l. : Analytical Chemistry, 1964, Vol. 36.
 41. ADS1114. Texas Instrument. *Datasheet*. <http://www.ti.com/>.
 42. ATmega328. Datasheet. *scribd* . <https://es.scribd.com>.
 43. LilyPad ProtoSnap Plus Kit. DEV-12922. *Sparkfun*. <https://www.sparkfun.com>.
 44. SparkFun Bluetooth Mate Silver. WRL-12576. *Sparkfun*. <https://www.sparkfun.com>.
 45. Bluetooth Profiles. *Learn Sparkfun*. Sparkfun. <https://learn.sparkfun.com/tutorials/bluetooth-basics/bluetooth-profiles>.
 46. Protocol Specifications. RFCOMM. *Bluetooth*.
<https://www.bluetooth.com/specifications/protocol-specifications>.
 47. Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica, de Computadores y de Sistemas. Estándar RS-232. *Universidad de Oviedo*. <http://www.isa.uniovi.es/docencia/redes/>.
 48. Lithium Ion Battery - 110mAh. PRT-13853. *Sparkfun*. <https://www.sparkfun.com>.
 49. LilyPad Arduino Simple Board. DEV-10274. *Sparkfun*. <https://www.sparkfun.com>.
 50. LilyPad Power Supply. DEV-11259. *Sparkfun*. <https://www.sparkfun.com>.
 51. Product Datasheet Specifications. *EnergizerAAA*. <http://www.energizer.com/>.
 52. LilyPad Simple Power. DEV-11893. *Sparkfun*. <https://www.sparkfun.com>.
 53. REF3025. Texas Instrument. *Datasheet*. www.ti.com.
 54. TI E2E Community. *Texas Instrument*.
https://e2e.ti.com/support/development_tools/webench_design_center/f/235/t/308013#.
 55. Language Reference. *Arduino*. <https://www.arduino.cc/reference/en/>.
 56. Wire Write. *Arduino*. <https://www.arduino.cc/en/Reference/WireWrite>.
 57. Wire Read. *Arduino*. <https://www.arduino.cc/en/Reference/WireRead>.
 58. Bluetooth Multichat. *The Android Open Source Project*. <https://source.android.com/>.
 59. Developers Android. *Bluetooth*.
<https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth?hl=es-419>.
 60. Developers Android. *InputStreamReader*.
<https://developer.android.com/reference/java/io/InputStreamReader>.
 61. Developers Android. *BufferedReader*.
<https://developer.android.com/reference/java/io/BufferedReader>.
 62. Developers Android. *Manifest*.
<https://developer.android.com/guide/topics/manifest/manifest-intro?hl=es-419>.
 63. GraphView. *Realtime Chart*. <http://www.android-graphview.org/realtime-chart/>.
 64. Esteban, Miriam. GitHub. 2018. <https://github.com/MiriamEP/AppAndroidAlcohol>.

GLOSARIO

ADC	Analog to Digital Converter
AFE	Analog Front End
API	Application Programming Interface
BLE	Bluetooth Low Energy
CE	Auxiliary Electrode
DTE	Data Terminal Equipment
ETSI	European Telecommunications Standards Institute
FTDI	Future Technology Devices International
FSR	Full-Scale Range
I ₂ C	Inter-Integrated Circuit
LSB	Least Significant Bit
LED	Light-Emitting Diode
MSB	Most Significant Bit
PCB	Printed Circuit Board
PGA	Programmable Gain Amplifier
P2P	Peer-to-Peer

RE	Reference Electrode
RFCOMM	Radio Frequency Communication
SCL	Serial Clock
SDA	Serial Data
SPP	Serial Port Profile
SPI	Serial Peripheral Interface
SPS	Samples per Second
TAC	Transdermal Alcohol Concentration
TIA	Transimpedance Amplifier
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
UUID	Universally Unique Identifier
WE	Working Electrode

ANEXO 1

Los siguientes resultados muestran la señal V_{OUT} del LMP91000 con el electrodo de carbono vitrificado con las diferentes combinaciones de $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y $R_{TIA} = 270 \text{ k}\Omega$ y los condensadores elegidos tras la simulación y disponibles en el laboratorio: 47 nF, 100 nF, 220 nF y 330 nF que corresponden con la primera etapa de acondicionamiento de la señal: el filtro paso-bajo. Debido a que no se notaba ninguna mejoría como se puede apreciar en la tabla 19, se decidió dejar de usar este electrodo y centrarse en el biosensor de alcohol.

El valor del cambio de corriente en la señal tras echar la dosis en el sistema de referencia fue de 450 nA. Para ambos sistemas la dosis utilizada es de 25 μL .

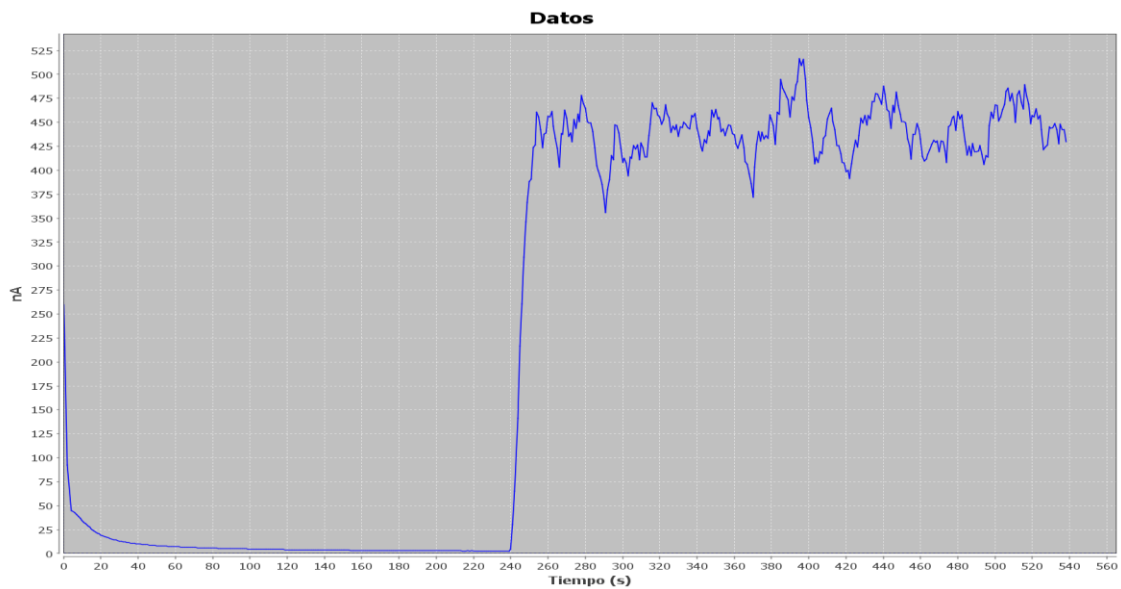


Ilustración 76: Resultado del potencióstato InBea para el electrodo de carbono vitrificado

CONDENSADORES (nF)	RUIDO (nA) (350 k Ω)	RUIDO (nA) (270 k Ω)	CORRIENTE (nA) (350 k Ω)	CORRIENTE (nA) (270 k Ω)
Sin condensador	69,75	90,42	1437,32	289,3
330	13,95	54,24	627,82	976,6
220	13,95	54,25	767,27	651,02
100	13,95	72,33	334,82	217,02
47	13,95	54,21	362,77	488,32

Tabla 19: Resumen del detalle de ruido y cambio de corriente de la señal tras la dosis para $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ y $R_{TIA} = 270 \text{ k}\Omega$

A continuación se muestran las señales de V_{OUT} :

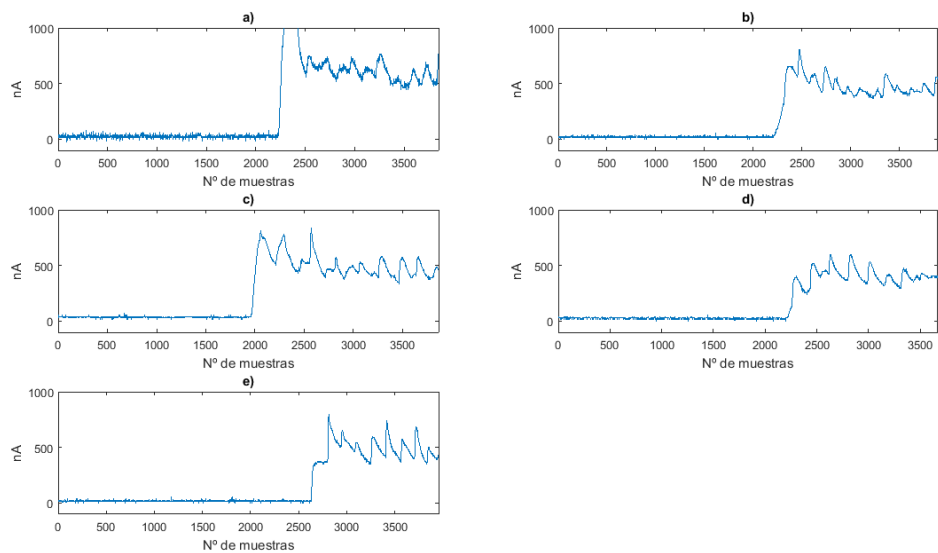


Ilustración 77: Señal V_{OUT} para una $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330 \text{ nF}$ c) $C = 220 \text{ nF}$ d) $C = 100 \text{ nF}$ e) $C = 47 \text{ nF}$

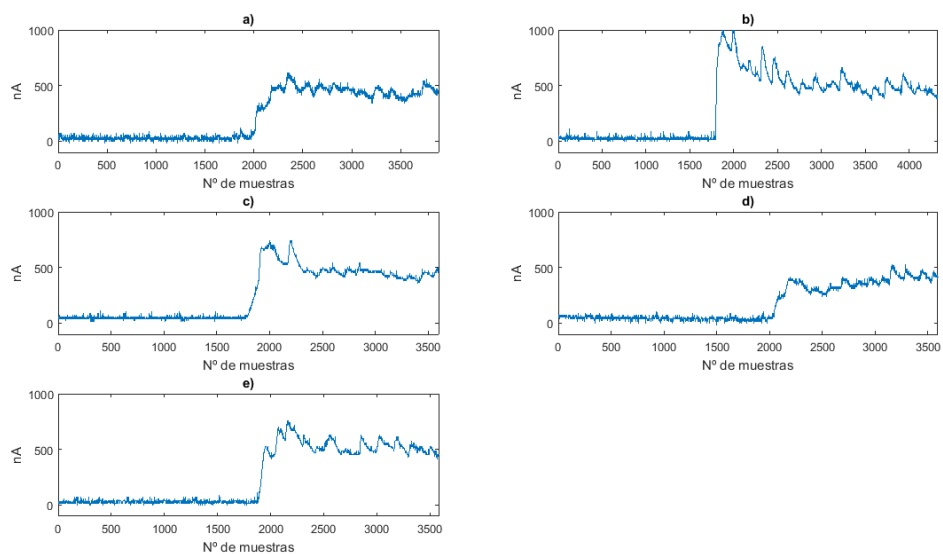


Ilustración 78: Señal V_{OUT} para una $R_{TIA} = 350 \text{ k}\Omega$ con a) Sin Condensador b) $C = 330 \text{ nF}$ c) $C = 220 \text{ nF}$ d) $C = 100 \text{ nF}$ e) $C = 47 \text{ nF}$